



**Miguel João da Veiga Glória**

Licenciatura em Ciências da Engenharia Biomédica

## **Desenvolvimento de aplicação de cálculo do erro refrativo pós cirurgia da catarata**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Doutor Paulo Ribeiro,  
Professor Auxiliar, FCT-NOVA

Co-orientadores: Doutor Tiago Ferreira, Serviço de Oftalmologia do Hospital da Luz,  
Faculdade de Ciências Médicas, NOVA

Professora Filomena Ribeiro, Hospital da Luz,  
Faculdade de Medicina, Universidade de Lisboa



FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

**Setembro, 2018**



### **Desenvolvimento de aplicação de cálculo de erro refrativo pós cirurgia da catarata**

Copyright © Miguel João da Veiga Glória, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



# AGRADECIMENTOS

Durante a realização deste trabalho tive a sorte de ter o apoio de certas pessoas, tanto a nível académico como familiar, que foram essenciais para a concretização desta etapa e às quais estou para sempre grato.

Ao professor Paulo Ribeiro, pela sua orientação, apoio, opiniões e incentivo, mas, essencialmente, pela sua constante boa disposição ao longo de todo este trabalho.

Aos Doutores Tiago Ferreira e Filomena Ribeiro, pela sua total colaboração e apoio num nível mais técnico, ajudando a solucionar todos os problemas que foram surgindo ao longo do trabalho e por todo o incentivo que sempre me foram dando.

Aos meus amigos e colegas que seguiram comigo desde o primeiro dia. À Tua Sueca de 4, Mariana, Rodrigo, Ricky, Camila, Gonçalo, Pedro, Joana. Aos meus amigos Diogo Oliveira, ao Carlos Mendes, ao Pita Pita Pitas e ao Diogo Tecelão, por serem sempre tão presentes na minha vida, tanto nos bons como nos maus momentos.

À Joana, que me fez crescer enquanto pessoa e esteve sempre presente no meu percurso enquanto jovem-adulto, e que, por fim, pelo seu completo entusiasmo por ortóptica, me fez optar por este tema de dissertação.

À Margarida, que desde cedo soube que seria muito especial para mim, e que hoje em dia é o meu maior apoio, com a sua serenidade, boa disposição e sorriso.

Por último, um enorme agradecimento aos meus familiares mais próximos, os meus tios e o meu irmão, mas, principalmente, aos meus pais, por tudo aquilo que me ensinaram desde criança, e por todo o apoio incansável dia sim, dia sim, sem os quais nada disto seria exequível.

A todos muito obrigado!



# RESUMO

A cirurgia da catarata é o procedimento cirúrgico mais realizado em países desenvolvidos. Com o desenvolvimento da lente intraocular tórica (LIO tórica), a cirurgia da catarata tornou-se também um procedimento refrativo. Desta forma, os resultados visuais dos pacientes têm vindo a aumentar e, em paralelo, também as suas expectativas. No entanto, um dos fatores que limita a acuidade visual e a independência de óculos após esta cirurgia é o astigmatismo. De facto, 40% das pessoas sujeitas a esta cirurgia apresentam astigmatismo corneano de 1 dioptria (D) ou mais, e 10% 2 D ou mais. Entre as diversas técnicas de correção do astigmatismo durante a cirurgia da catarata, as LIOs tóricas são a mais eficaz e previsível.

O cálculo da potência destas lentes depende de inúmeros fatores, nomeadamente a aquisição de parâmetros biométricos oculares precisos. Para além disto, estudos recentes têm vindo a admitir a imprecisão dos calculadores existentes. O método mais difundido para efetuar a análise de resultados astigmáticos após a cirurgia da catarata com correção de erro refrativo é o método de Alpíns. Com a aplicação deste método, torna-se possível comparar os calculadores de LIOs tóricas existentes, bem como as técnicas cirúrgicas empregues e ainda a precisão dos instrumentos de aquisição biométrica.

No entanto, esta análise envolve muita matemática e trigonometria e é, em grande parte, inacessível por parte dos que mais precisam – os médicos. De facto, para se efetuar qualquer estudo nesta área, é preciso a aplicação deste método de análise vetorial, a qual é feita, em grande parte, por terceiros, sendo este um impedimento para o avançar do conhecimento na área.

De forma a ultrapassar esta limitação, estudou-se detalhadamente o método de Alpíns e quais as suas complicações. Posteriormente, desenvolveu-se uma plataforma informática no software *Excel*, conhecido pela sua fácil acessibilidade, que permite ao utilizador efetuar uma completa análise dos resultados refrativos através do método de Alpíns. Os resultados obtidos são promissores, na medida em que todos os valores calculados através do programa coincidem com o esperado.

Em conclusão, considera-se que o objetivo deste projeto foi alcançado e espera-se que, no futuro, esta ferramenta forneça uma boa alternativa aos médicos, na medida em que facilita o acesso a este tipo de análise vetorial e permite que os estudos na área sejam mais fáceis e rápidos de realizar.

**Palavras-chave:** Astigmatismo, TIA, SIA, DV.





# ABSTRACT

Cataract surgery is the most frequent surgical procedure amongst developed countries. With the development of the toric intraocular lens (toric IOL), cataract surgery also became a refractive procedure. Therefore, patients' visual outcomes have drastically improved and, in parallel, so have their expectations. Nevertheless, one of the factors limiting visual acuity (VA) and spectacle independence after cataract surgery is astigmatism. Corneal astigmatism of 1 diopter (D) or more has been reported in 40% of eyes subjected to cataract surgery, and of 2 D in 10% of the eyes. Amongst the various techniques for correcting astigmatism during cataract surgery, toric IOLs are the most effective and predictable.

The power calculation of these IOLs depends on many factors, namely the precise acquisition of ocular biometric parameters. Moreover, recent studies have reported the imprecision of the existing calculators. The most widespread method of astigmatism analysis post cataract surgery with correction of refractive error is the Alpins method. With the application of this method, it becomes possible to compare the existing IOL calculators, or the surgical techniques used during surgery, or even the precision of the biometric acquisition instruments.

However, this analysis requires significant mathematical and trigonometrical knowledge and is largely inaccessible by those who need it the most – doctors. In fact, to carry out any study in this area, this method of vector analysis is mandatory, which is often carried out by third parties, being an impediment to advance the knowledge in this field.

To overcome this limitation, the Alpins method and its intricacies were studied in detail, towards the development of an informatic platform under *Microsoft Excel* environment (known for its accessibility) allowing any user to perform a complete refractive results assessment. The implemented Excel based platform allowed to obtain all astigmatism parameters according to Alpins methodology and all attained results revealed to be compliant.

In conclusion, the developed informatic application is providing medical staff an open access tool to evaluate cataract surgery outcomes giving support to research in this field and also contributing to cataract surgery customization.

**Keywords:** Astigmatism, TIA, SIA, DV.



# CONTEÚDO

<b>Lista de Figuras</b>	<b>xiii</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xv</b>
<b>Siglas, Acrônimos e Símbolos</b>	<b>xvii</b>
<b>Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Contextualização.....	1
1.2 Estrutura da dissertação .....	3
<b>Fundamentação Teórica</b>	<b>5</b>
2.1 O olho humano.....	5
2.1.1 Camadas do olho.....	6
2.1.2 O olho como sistema óptico .....	7
2.1.2.1 Córnea.....	7
2.1.2.2 Cristalino.....	8
2.1.3 Retina e nervo óptico .....	9
2.2 A catarata.....	10
2.3 Tipos de erros refrativos .....	12
2.3.1 Astigmatismo .....	12
2.3.1.1 Influência do astigmatismo na acuidade visual.....	14
2.3.1.2 Importância da superfície posterior da córnea .....	14
2.3.1.3 Técnicas de correção do astigmatismo.....	15
2.4 A LIO tórica .....	15
2.4.1 Resultados clínicos da LIO tórica .....	16
2.5 Avaliação pré-operatória.....	17
2.5.1 Biometria ótica e cálculo da LIO tórica .....	17
2.5.2 Avaliação do astigmatismo corneano.....	18
2.5.2.1 Queratometria.....	18
2.5.2.2 O disco de Plácido.....	18
2.5.2.3 O princípio de <i>Scheimpflug</i> .....	19
2.5.2.4 A tomografia de coerência ótica do segmento anterior - AS-OCT.....	20
2.5.2.5 A topografia de díodos de emissão de LEDs - Cassini.....	20
2.6 Cálculo da LIO tórica e erros associados .....	22
2.7 Astigmatismo gerado pela cirurgia - SIA .....	23
2.8 Avaliação pós-operatória .....	23
2.8.1 O Método de Alpíns .....	24
2.8.1.1 Vetores principais.....	24
2.8.1.2 Outros índices de aferição de resultados.....	27
2.8.1.2.1 Ângulo de erro - AE.....	27
2.8.1.2.2 Magnitude de erro - ME .....	27
2.8.1.2.3 Ângulo de correção - AC.....	27

2.8.1.2.4 Índice de correção (CI) e coeficiente de ajuste (CA) .....	27
2.8.1.2.5 Índice de sucesso - IS.....	28
2.8.1.2.6 <i>Flattening effect</i> (FE) e <i>flattening index</i> (FI) .....	28
<b>Materiais e métodos</b>	<b>29</b>
3.1 Aquisição de dados.....	29
3.2 Escolha de informação relevante.....	29
3.3 Cálculo do TIA, SIA e DV .....	30
3.3.1 Singularidades .....	30
3.3.1.1 <i>Pre-op</i> e <i>target astigmatism</i> são iguais .....	31
3.3.1.2 <i>Pre-op</i> e <i>target astigmatism</i> têm eixo 0º .....	31
3.3.1.3 <i>Singularidades no cálculo do SIA e do DV</i> .....	32
3.4 Cálculo dos índices de Alpíns .....	32
3.5 Criação das representações gráficas finais .....	33
3.6 Cálculo de valores médios .....	34
3.6.1 Cálculo da média aritmética e geométrica .....	34
3.6.2 Cálculo da média vetorial e desvios padrão em X e Y .....	34
<b>Resultados e Discussão</b>	<b>37</b>
4.1 Organização do ficheiro <i>Excel</i> .....	37
4.1.1 Folha <i>Welcome</i> .....	38
4.1.2 Folha <i>Setup Data Example</i> .....	39
4.1.3 Folha <i>Setup Data</i> .....	39
4.1.4 Folhas <i>Lenstar Results</i> , <i>Pentacam Results</i> , <i>Cassini Results</i> .....	40
4.1.5 Folhas <i>Lenstar Graphs</i> , <i>Pentacam Graphs</i> e <i>Cassini Graphs</i> .....	41
4.1.6 Folha <i>CalcAux1</i> .....	46
4.1.7 Folha <i>CalcAux2</i> .....	46
4.2 Discussão de Resultados .....	47
<b>Conclusão e Perspetivas futuras</b>	<b>49</b>
5.1 Conclusões .....	49
5.2 Melhorias e perspetivas futuras .....	50

# LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Ilustração da anatomia do olho humano. ....	6
Figura 2.2: Camadas da Córnea.....	8
Figura 2.3: Camadas da retina.....	10
Figura 2.4: Ilustração comparativa entre olho normal e olho com catarata.....	11
Figura 2.5: Ilustração da posição do plano focal no olho emetrope e ametrope. ....	12
Figura 2.6: Ilustração da focagem num olho normal e num olho astigmático. ....	13
Figura 2.7: Exemplo da classificação do astigmatismo corneano segundo o seu eixo....	14
Figura 2.8: Ilustração da sequência de procedimentos necessária para a implantação da LIO tórica. ....	17
Figura 2.9 Disco de Plácido. ....	19
Figura 2.10 Ilustração do princípio de Scheimpflug.....	20
Figura 2.11: Diagrama do modelo de <i>forward ray tracing</i> . ....	21
Figura 2.12 Representação do diagrama polar do astigmatismo.....	24
Figura 2.13 Representação do diagrama de vetor de duplo ângulo ( <i>Double Angle Vector Diagram - DAVD</i> ).....	25
Figura 3.1: Exemplo de singularidade: <i>Pre-op</i> e <i>Target</i> eixo é 0. ....	32
Figura 3.2: Ilustração da conversão do TIA em coordenadas cartesianas com ângulo duplicado. ....	35
Figura 4.1: Representação dos botões presentes na folha <i>Welcome</i> . ....	38
Figura 4.2: Ilustração da folha <i>Setup Data</i> . ....	40
Figura 4.3: Ilustração representativa da folha <i>Lenstar Results</i> . ....	41
Figura 4.4: Representação gráfica dos vetores TIA. ....	42
Figura 4.5: Representação gráfica dos vetores SIA. ....	43
Figura 4.6: Representação gráfica dos vetores DV. ....	44
Figura 4.7: Representação gráfica do CI. ....	45
Figura 4.8: Cálculos auxiliares da folha <i>CalcAux1</i> . ....	46
Figura 4.9: Ilustração dos cálculos auxiliares da folha <i>CalcAux2</i> .....	46



## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Valores de astigmatismo corneano.

13





# SIGLAS, ACRÓNIMOS E SÍMBOLOS

**AC**, Ângulo de Correção.

**AE**, Ângulo de Erro.

**AS-OCT**, *Anterior Segment Optical Coherence Tomography*.

**ATR**, *Against-the-rule* (astigmatismo).

**AV**, Acuidade Visual.

**CA**, Coeficiente de Ajuste.

**C<sub>Ax</sub>**, Comprimento Axial.

**CI**, Índice de Correção.

**DAVD**, *Double Angle Vector Diagram*.

**DP**, Desvio Padrão.

**DV**, *Difference Vector*.

**FE**, *Flattening Effect*.

**FI**, *Flattening Index*.

**IS**, Índice de Sucesso.

**LASIK**, *Laser-in-situ-keratomileusis*.

**LED**, *Light-emitting diode*.

**LIO**, Lente Intraocular.

**ME**, Magnitude de Erro.

**ND**, *Non Defined*.

**PRK**, *Photorefractive keratectomy*.

**RK**, *Radial Keratotomy*.

**SIA**, *Surgical Induced Astigmatism*.

**TIA**, *Target Induced Astigmatism*.

**WTR**, *With-the-rule* (astigmatismo).



## INTRODUÇÃO

O tema de dissertação para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica “Desenvolvimento de aplicação de cálculo do erro refrativo pós cirurgia da catarata” surgiu numa parceria entre os Doutores Tiago Ferreira e Filomena Ribeiro, do Hospital da Luz, com o Professor Paulo Ribeiro, no seguimento de vários trabalhos efetuados em conjunto [1, 2].

### 1.1 Contextualização

A ocorrência da cirurgia da catarata tem vindo a aumentar de forma dramática nos últimos 20 anos, sendo, hoje em dia, a mais praticada em grande parte dos países desenvolvidos [3]. Por outro lado, a patologia da catarata é a principal causa de cegueira em todo o mundo [4]. Dado que o principal fator de risco para o surgimento de cataratas é a idade, o aumento progressivo do tempo médio de vida leva concomitantemente ao crescimento do número de pessoas que padecem desta patologia e, conseqüentemente, a que a quantidade deste tipo de cirurgias continue a aumentar [3, 5].

Sendo a preocupação com o bem-estar físico e psicológico da população um dos principais motores para o avançar dos conhecimentos na área da medicina e engenharia, importa velar para que os resultados da cirurgia da catarata tenham o melhor sucesso possível. Nesta conformidade, estimando-se que cerca de 40% das pessoas submetidas à cirurgia da catarata apresentem astigmatismo corneano de pelo menos 1 D e que 10% apresentem 2 D ou mais [1, 6, 7], importa investigar em detalhe os fatores conducentes a esses resultados. Neste sentido, as técnicas de biometria ótica e de cálculo de lentes intraoculares (LIO) têm vindo a ser refinadas na tentativa de aumentar o seu grau de precisão [8]. De facto, em 1992, *Shimizu et. al* desenvolveu a primeira LIO tórica [9, 10]. A partir deste momento, a técnica de cirurgia da catarata evoluiu de uma simples remoção do cristalino opacificado para um procedimento refrativo. Assim, o planeamento pré-operativo de correção do astigmatismo tornou-se crítico para qualquer cirurgia da catarata [8]. Caso contrário, atingir a independência de óculos após a cirurgia torna-se muito improvável, acarretando fardos a nível pessoal, social e económico [11].

Hoje em dia, o implante de LIOs tóricas é considerado o método mais eficaz e preciso na correção do astigmatismo corneano em pacientes com cataratas, oferecendo uma melhor qualidade visual pós-operatória [10, 12, 13]. Atualmente, existem inúmeras LIOs à escolha do cirurgião [10], cabendo-lhe efetuar a melhor decisão face ao paciente em questão.

A cirurgia da catarata com correção de erros refrativos é um processo que implica um estudo pré-operatório moroso, complexo e preciso, com diversas fontes de erro associadas, das quais podem advir resultados insatisfatórios [14]. Especificamente, parâmetros biométricos como o comprimento axial (CAX) poder corneano e profundidade da câmara anterior são necessários para o cálculo da LIO, pelo que é fundamental a sua medição precisa [1]. Por outro lado, dado que a própria cirurgia é indutora de astigmatismo, é preciso tê-la em consideração durante este cálculo [15]. Conhecem-se vários fatores que influenciam o sucesso da cirurgia da catarata. Recentemente, reconheceu-se que a não consideração do astigmatismo corneano posterior é o fator mais importante para a presença de astigmatismo residual pós-operatório [16]. Reconhecendo estas e outras limitações, muitas estratégias têm sido sugeridas para as ultrapassar, como a aplicação de diversas técnicas de análise de biometria ocular. Para além disto, novos métodos de cálculo de LIOs tóricas têm sido descritos, nomeadamente o nomograma de Baylor [17], a fórmula Abulafia-Koch [18], o calculador de Holladay [19], o calculador de Barret [20] e, mais recentemente, técnicas de *ray tracing* [21] que, em detrimento dos calculadores de LIOs tóricas originais (como o calculador da Alcon, disponível online [22]), têm em consideração o astigmatismo corneano posterior quando este não pode ser medido diretamente.

Dado que o astigmatismo é descrito por uma magnitude e um eixo, a análise do resultado da cirurgia da catarata com correção de erro refrativo deve ser efetuada por cálculo vetorial. Um dos métodos mais difundidos de análise vetorial do astigmatismo é o método de Alpíns, no qual se consideram três vetores principais, *target induced astigmatism* (TIA), *surgically induced astigmatism* (SIA), e *difference vector* (DV). A partir destes e da relação entre eles, é possível determinar o sucesso e identificar erros por forma a melhorar os resultados da cirurgia [23-25]. Assim, torna-se possível efetuar uma análise comparativa de todos os fatores que possam influenciar a cirurgia da catarata, desde a precisão dos instrumentos utilizados, aos métodos de cálculo das LIOs, até ao próprio ato cirúrgico, como por exemplo o tipo de cirurgia efetuado, tamanho da incisão, entre outros.

No entanto, e mesmo tendo em conta a natureza delicada do tópico em estudo, não há disponível à população médica geral um programa sistemático que permita efetuar este tipo de estudo vetorial de uma forma automática, expedita, rápida e sobretudo rigorosa.

O objetivo deste trabalho de dissertação é, justamente o de, desenvolver uma plataforma informática que permita analisar os valores refrativos pré- e pós-operatórios de cada paciente e, através da análise vetorial baseada no método de Alpíns, possibilitar a realização dum estudo

comparativo do sucesso ou insucesso de determinado método cirúrgico, técnica de cálculo da LIO ou outro qualquer fator que influencie a cirurgia da catarata.

Em suma, pretende-se criar uma ferramenta de cálculo automática, sistemática, simples, prática e, principalmente, acessível ao pessoal médico e académico, por forma a servir de base de operações para novos estudos efetuados nesta área.

Esta dissertação foi desenvolvida na Faculdade de Ciências e Tecnologia – Universidade Nova de Lisboa, em parceria com o Serviço de Oftalmologia do Hospital da Luz, que forneceu dados cirúrgicos necessários para o desenvolvimento deste projeto e comprovou a veracidade dos cálculos efetuados.

## **1.2 Estrutura da dissertação**

Nesta secção dá-se a conhecer a organização desta dissertação. O presente capítulo apresenta uma breve introdução ao tema em discussão, bem como a motivação e objetivo deste projeto.

No próximo capítulo (capítulo 2), será feita uma introdução teórica geral, aprofundando conceitos importantes para a compreensão do astigmatismo e os métodos existentes para a sua medição. Para além disto, falar-se-á do conceito de LIO tórica e da importância do seu cálculo na correção do astigmatismo. Por último, descrever-se-á em detalhe o método de Alpíns, no qual se baseia a presente dissertação.

No capítulo seguinte (capítulo 3) será descrita a metodologia por detrás deste projeto.

O capítulo 4 apresentará a plataforma informática criada, bem como uma breve explicação do seu funcionamento. Para além disto, será feita uma discussão do resultado obtido.

Por fim, no capítulo 5, serão apresentadas as conclusões do trabalho, possíveis melhoramentos do mesmo e esperanças futuras.



## FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

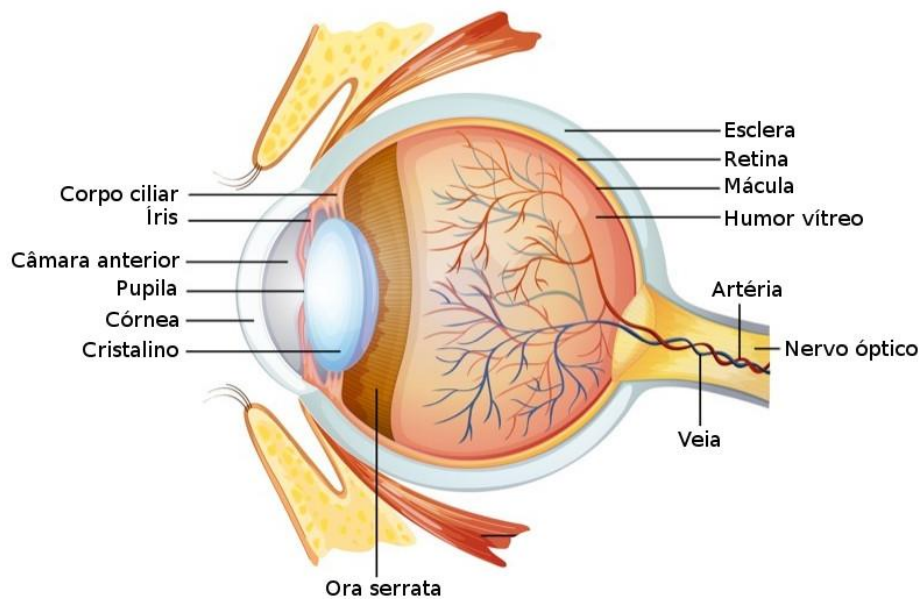
Neste capítulo pretende-se rever conceitos e conteúdos necessários para a compreensão deste trabalho.

Será dividido em quatro temas principais. Primeiramente far-se-á, em termos gerais, uma referência ao sistema ótico do olho humano. Em seguida, falar-se-á de algumas patologias que afetam a qualidade visual, nomeadamente a catarata e o astigmatismo. Em terceiro lugar, será introduzido o conceito de LIO's tóricas e alguns métodos de cálculo de LIO's tóricas, no qual serão discutidos vários equipamentos e métodos utilizados para este fim. Para além disto, serão revistas as várias fontes de erro associadas a este processo. Por último, descrever-se-á o método de Alpíns.

### 2.1 O olho humano

O olho humano é um órgão sensorial que contribui para o sentido de visão. A figura 2.1 representa a anatomia do olho humano, cuja função consiste em capturar e focar luz numa fina camada de células sensoriais localizadas na retina, capazes de transformar a luz num sinal neurológico, transmitidos pelo nervo ótico e passível de ser interpretado pelo cérebro [26, p. 18].

O globo ocular é um órgão duplo e simétrico, com uma fisionomia aproximadamente esférica e situa-se nas cavidades ósseas da parte anterior do crânio, designadas por órbitas [27]. Cada olho dispõe de um complexo sistema de músculos que possibilitam o seu movimento, permitindo que se mexa dentro da órbita e siga um qualquer estímulo visual [26, p. 18].



**Figura 2.1: Ilustração da anatomia do olho humano.**

Olho humano, com várias estruturas anatômicas representadas. Retirado de [28].

### 2.1.1 Camadas do olho

O olho compõe-se de três camadas: externa, intermédia e interna.

A camada externa, ou túnica fibrosa, inclui a córnea e a esclera. Esta última é opaca e confere o branco do olho, e é coberta por uma conjuntiva transparente. Providencia proteção às outras estruturas anatômicas do olho e mantém a forma do globo ocular, oferecendo resistência aos fluídos nas suas camadas mais internas. A córnea é uma camada fibrosa transparente que permite a entrada de luz no olho e, por refração, permite que foque a luz na retina [29, p. 612,613], [30, p. 1].

A camada intermédia, ou túnica vascular, é composta por três estruturas, a íris, o corpo ciliar e a coroide. A íris é a estrutura mais anterior, funcionando como um diafragma que regula a quantidade de luz que entra na pupila. A sua contração ou dilatação é controlada pelo sistema nervoso autónomo. Contíguo à íris tem-se o corpo ciliar, que tem como função produzir humor aquoso e ainda de controlar a forma do cristalino, através do músculo ciliar. Na parte posterior desta túnica tem-se a coroide, uma fina membrana com uma vasta rede de vasos sanguíneos, fornecendo nutrientes à retina [29, p. 612,613], [30, p. 1].

Por fim, vem a camada interna, ou túnica neuronal, e é composta pela retina e nervo ótico. Esta, através de processos bioquímicos complexos, transforma um sinal luminoso num sinal nervoso elétrico, que pode ser transmitido por via neuronal. Este sinal passa pela retina e abandona o olho através do nervo ótico, que o leva até ao cérebro para processamento[29, p. 612,613], [30, p. 1].



### 2.1.2 O olho como sistema óptico

A capacidade do olho para refratar ou focar luz depende principalmente de duas estruturas: córnea e cristalino, que serão descritas mais pormenorizadamente nos subcapítulos 2.1.2.1 e 2.1.2.2, respetivamente. O processo de enfoque da luz é feito, em grande parte, pela córnea, mas a sua distância focal não é ajustável. O cristalino é uma estrutura que se situa imediatamente posterior à íris, e tem uma forma passível de ser alterada pelos músculos ciliares. A contração ou relaxamento destes altera a forma do cristalino, permitindo focar objetos a distâncias diferentes, um processo denominado acomodação [26, pp. 25–26].

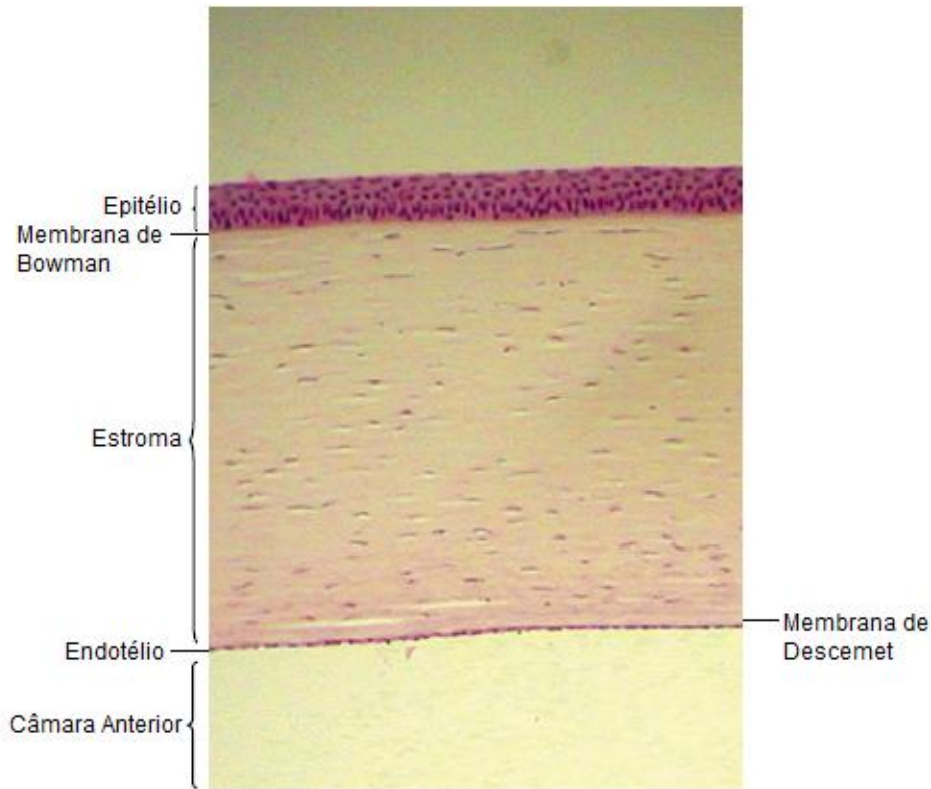
O poder de refração do olho é medido em dioptrias (D), uma unidade de medida que afere o poder de vergência de um sistema ótico [26, pp. 25–26].

#### 2.1.2.1 Córnea

A córnea é uma estrutura avascular transparente composta por tecido conjuntivo, funcionando como a primeira barreira física do olho. Para além disto, devido às suas características previamente descritas, providencia também a primeira e principal componente refrativa do olho. Esta estrutura tem um formato elíptico, com uma curvatura mais acentuada no centro e mais plana na periferia. Num adulto, tem um diâmetro horizontal de sensivelmente 12 mm, sendo que o diâmetro vertical é ligeiramente menor, tendo um valor aproximado de 11 mm. A sua forma e curvatura dependem não só da estrutura biomecânica intrínseca, mas também do ambiente que a rodeia. Na sua superfície anterior é revestida por filme lacrimal, enquanto a superfície posterior mantém contacto com o humor aquoso. Na sua periferia, é contígua com a conjuntiva e a esclera [30, p. 10; 31].

A córnea apresenta-se como uma estrutura relativamente complexa, composta por cinco camadas distintas: do anterior para o posterior, o epitélio, a membrana de *Bowman*, o estroma, a membrana de *Descemet* e o endotélio, representadas na figura 2.2 [31].

O epitélio tem cinco a sete células de espessura. Como descrito anteriormente, é revestida por filme lacrimal, que ajuda na suavização de micro irregularidades da superfície anterior do epitélio. A membrana de *Bowman* apresenta uma espessura de aproximadamente 8 a 15  $\mu\text{m}$ , e é composta por um condensado acelular da zona mais anterior do estroma, ajudando na estabilidade e resistência da córnea. Face a um trauma, não tem capacidade regenerativa, e pode formar cicatrizes. O estroma apresenta uma espessura substancialmente superior às restantes estruturas, com aproximadamente 500  $\mu\text{m}$ , ou 90% da espessura total da córnea.



**Figura 2.2: Camadas da Córnea.**

As várias camadas da córnea, começando no epitélio e terminando no endotélio, que faz fronteira com a câmara anterior. Adaptado de [30, p. 13].

É constituída por fibras de colagénio e uma matriz hidratada e rica em proteoglicanos, glicoproteínas, sais e ceratócitos, que, devido à sua organização, contribuem para a transparência da córnea. Na face posterior do estroma vem a membrana de *Descemet*. Ao contrário da membrana de *Bowman*, tem capacidade regenerativa, mais, é constantemente produzida ao longo do tempo, acumulando até 10  $\mu\text{m}$  com a idade. Por último, vem o endotélio, composta por uma única camada de células, com aproximadamente 5  $\mu\text{m}$  de espessura. Tem como função regular o estado de hidratação do estroma, mantendo assim a transparência da córnea e permitindo a máxima refração da luz [30, pp. 10–18; 31].

Para além de todas as funções estruturais, é a estrutura do globo com maior capacidade refrativa, tendo entre 43 e 48 D das 60 a 65 D do olho [26, p. 21].

### 2.1.2.2 Cristalino

O cristalino é uma das estruturas responsáveis pela capacidade de focar um objeto. Apresenta uma forma biconvexa, com maior curvatura na superfície posterior: o raio de curvatura anterior mede 8 a 14  $\mu\text{m}$ , já o raio da superfície posterior mede 5 a 8  $\mu\text{m}$ . O poder refrativo do cristalino é aproximadamente 20 D, dependendo de vários fatores: a curvatura específica das suas superfícies, a distância do percurso ótico, o índice refrativo e a mudança do índice refrativo

do cristalino em comparação com o ambiente envolvente. A sua capacidade acomodativa diminui com a idade, sendo aproximadamente zero aproximadamente aos 50 anos [30, p. 93].

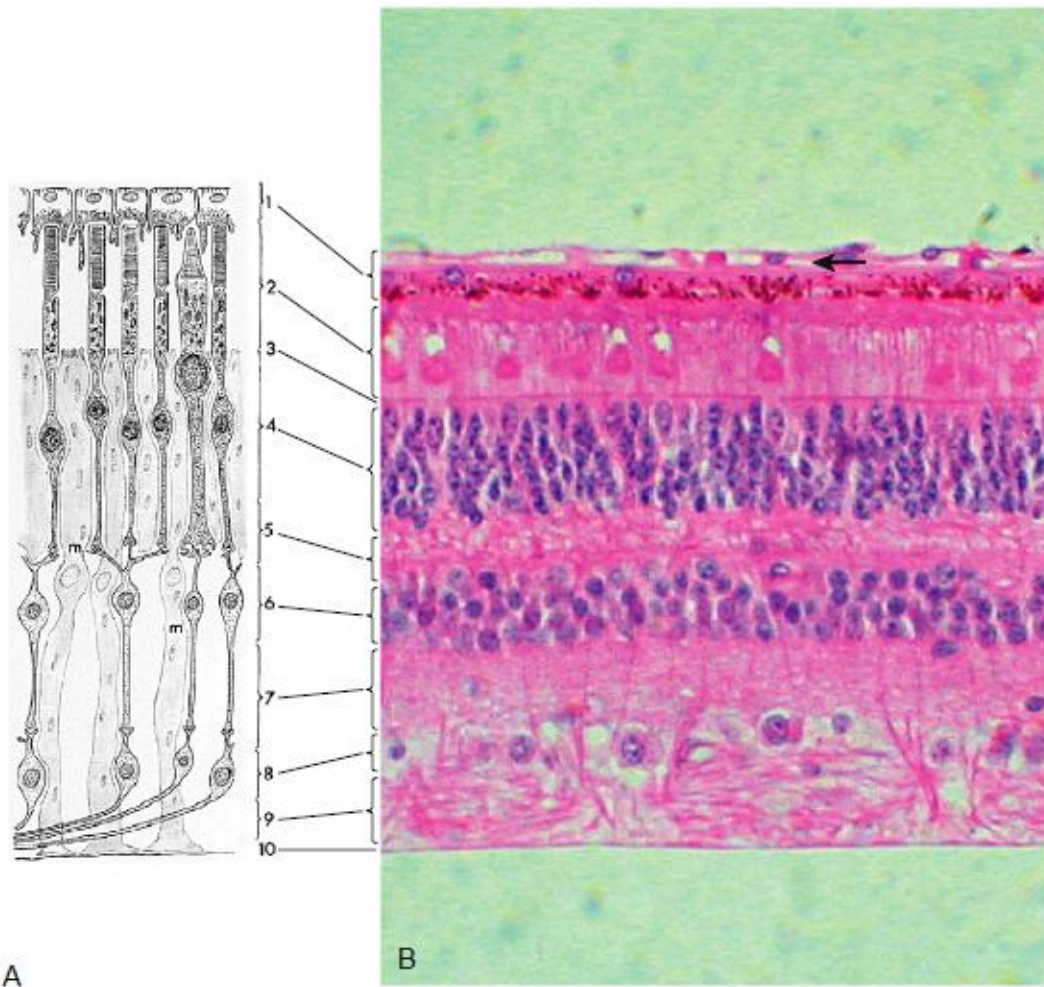
A sua estrutura divide-se em três partes distintas: a cápsula, uma camada epitelial e a lente propriamente dita. A cápsula é uma estrutura transparente que envolve todo o cristalino, com uma espessura gradualmente maior ao longo dos anos na região equatorial. Consiste primariamente de colagénio, e embora não contenha fibra elásticas é altamente elástica devido à organização das suas fibras. As células epiteliais situam-se apenas na parte anterior do cristalino e originam as células fibrosas que constituem a lente. Esta divisão celular ocorre ao longo da vida, e migra até posteriormente em direção ao equador, diferenciando-se nas células fibrosas que constituem a lente [26, p. 26; 30, p. 94,95].

### **2.1.3 Retina e nervo óptico**

Como mencionado anteriormente, a retina é o local de transformação da luz num sinal neurológico. Este sinal é então enviado para o cérebro, através do nervo óptico, para posterior processamento e reconhecimento de imagem [30, p. 61]. A retina divide-se em dez camadas, descritas na figura 2.3. No entanto, podem-se considerar três camadas fundamentais: a de células pigmentadas, a de células sensoriais e a de células ganglionares [32].

A camada de células pigmentadas, ou epitélio pigmentado da retina, é a mais anterior, tem apenas uma célula de espessura e consiste de células hexagonais pigmentadas. Esta estrutura celular tem a função de proteger as camadas mais internas da retina, absorvendo reflexos prejudiciais dos raios luminosos [30, p. 61; 32].

Posterior ao epitélio pigmentado da retina vem a camada de células sensoriais fotorreceptoras, particularmente bastonetes e cones. Estas são células especializadas que contêm foto-pigmentos que absorvem fotões. Embora, fundamentalmente, possuam a mesma função, têm diferentes propósitos. Os cones são mais numerosos nas regiões posteriores da retina, ativando-se em situações de maior luminosidade, e permitem não só uma visão mais nítida, mas também dão a sensação das cores. Por outro lado, os bastonetes encontram-se mais difundidos nas periferias da retina, reagem a ambientes pouco iluminados, e são sensíveis somente à luz [27, 33].



**Figura 2.3: Camadas da retina.**

**A**, Ilustração das camadas da retina. 1, Epitélio pigmentar; 2, Camada de fotorreceptores; 3, Membrana limitadora externa; 4, Camada nuclear externa; 5, Camada plexiforme externa; 6, Camada nuclear interna; 7, Camada plexiforme interna; 8, Células ganglionares; 9, Camada de fibras nervosas; 10, Membrana limitadora interna. Apenas fotorreceptores (bastonetes e cones), células bipolares, células ganglionares e fibras das células de Müller (m) estão ilustradas. Os números referem-se às dez camadas da retina. **B**, Fotomicrografia da mesma área. Retirado de [30, p. 62].

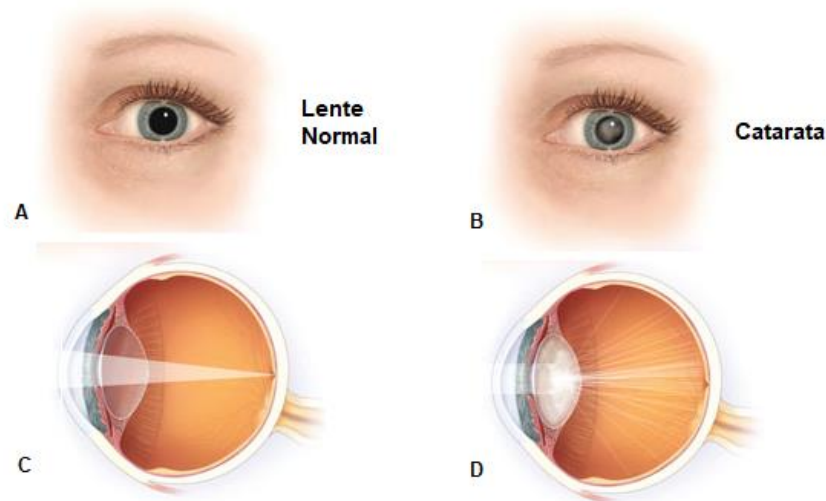
Por fim, a terceira camada – a de células ganglionares – é a que efetua o transporte de estímulos nervosos produzidos pelos cones e bastonetes. Posteriormente, o sinal neurológico segue pelo nervo ótico, fazendo-o chegar ao cérebro, que processa essa informação, gerando a nossa sensação da visão [32, 34].

## 2.2 A catarata

Um fator importante no que toca à focagem de feixes luminosos na retina é a transparência do cristalino [26, p. 28]. No entanto, esta é uma estrutura que se altera ao longo da vida. De facto, com o envelhecimento natural de um sujeito, o cristalino aumenta a sua espessura e, coincidentemente, existe uma menor atividade celular [30, p. 102]. Estes processos originam

uma opacificação do cristalino e levam à diminuição da acuidade visual (AV). A esta perturbação da visão dá-se o nome de catarata.

A causa mais comum para o surgimento de cataratas é então a idade. As estruturas proteicas presentes no cristalino alteram-se e eventualmente agregam-se em macromoléculas que se tornam insolúveis em água. Assim, provocam a opacificação do cristalino, dispersando a luz e impedindo que esta chegue corretamente à retina [35]. A figura 2.4 mostra a diferença entre um olho normal e um olho com catarata.



**Figura 2.4: Ilustração comparativa entre olho normal e olho com catarata.**

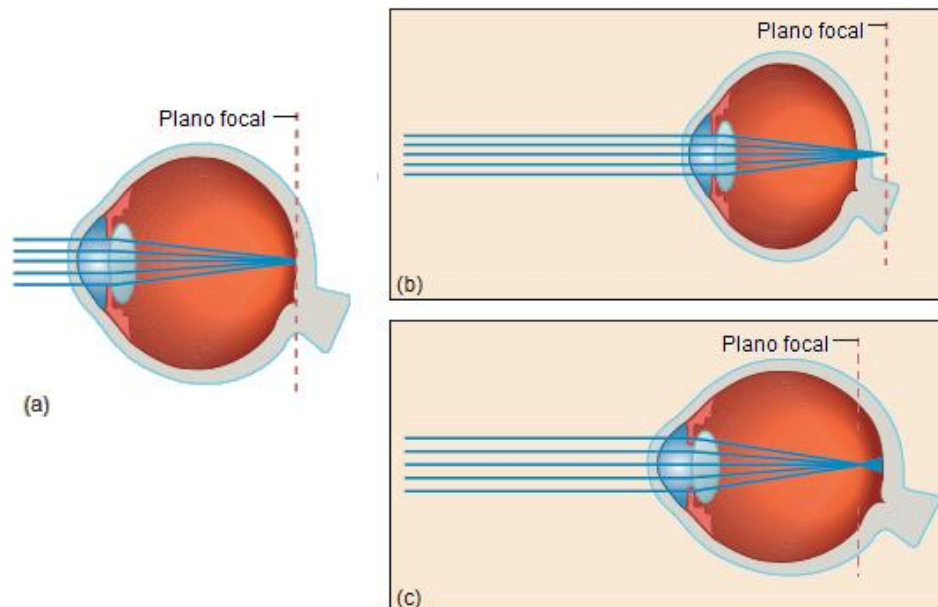
As figuras A e B mostram a diferença entre um olho normal e um olho que sofre de catarata. Já as figuras C e D mostram a influência da catarata na visão. A luz, ao passar por esta estrutura opacificada, dispersa-se, e não chega corretamente à retina, causando impedimento visual [36].

Todavia, conhecem-se mais causas e fatores de risco associadas ao desenvolvimento de uma catarata. Especificamente, traumas [37], radiação [38] e defeitos congénitos [39] são algumas das causas conhecidas para o seu desenvolvimento. Para além destes, o uso de certos fármacos [40] ou de tabaco está associado ao surgimento de cataratas [41]. Por último, também algumas doenças, por exemplo as diabetes, estão associadas a esta patologia [42].

A cirurgia à catarata é efetuada através de uma pequena incisão no olho, através da qual a catarata é removida. Existem diversas técnicas para efetuar a remoção da catarata, sendo a facoemulsificação a mais frequente [43]. Esta consiste na remoção do cristalino através da sua emulsificação, utilizando ultrassons, e posterior aspiração. A técnica pode ser acompanhada do implante de uma LIO.

## 2.3 Tipos de erros refrativos

O processo de enfoque da luz é feito pela córnea e cristalino, convergindo o foco dos raios luminosos para incidirem no plano da retina. A presença de um erro refrativo influencia o poder refrativo do olho, impedindo que a luz se foque corretamente na retina. Estes erros podem ocorrer devido à forma do olho (com um CAx mais ou menos longo), ao cristalino, (alteração na espessura ou forma), ou ainda devido a anormalidades na córnea (raios de curvatura mais ou menos inclinados). A figura 2.5 mostra a diferença entre um olho emetrope e ametrope. Um olho considera-se emetrope quando os raios luminosos de um objeto a mais de 6 m, isto é, com feixes de luz essencialmente paralelos ao eixo ótico, são focados corretamente na retina sem haver acomodação. No entanto, quando os feixes de luz são desviados e não chegam corretamente à retina, está-se perante um olho ametrope, com erro refrativo.



**Figura 2.5: Ilustração da posição do plano focal no olho emetrope e ametrope.**

(a), O olho emetrope, com os raios de luz a convergir na retina. (b) e (c), O olho ametrope, com os raios de luz a convergir fora da retina. Especificamente, um caso de hipermetropia e miopia. Adaptado de [29, p. 619].

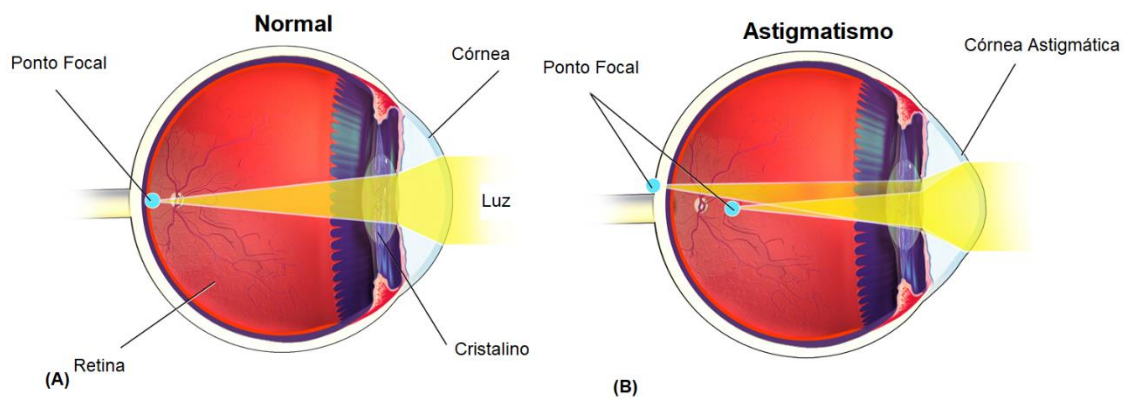
Existem quatro tipos de erros refrativos: miopia, em que objetos distantes ficam desfocados; hipermetropia e presbiopia, em que objetos a curta distância ficam desfocados; astigmatismo, em que objetos aparentam estar alongados ou desfocados [44].

### 2.3.1 Astigmatismo

Numa situação normal, a córnea tem uma curvatura uniforme, resultando num poder refrativo igual ao longo de toda a sua superfície. Obtém-se assim uma correta focalização dos



raios de luz na retina. No entanto, conforme ilustrado pela figura 2.6, quando a córnea não é uniforme e apresenta curvatura maior num dos meridianos, os raios de luz refratados por esta não convergem num único ponto focal. A este tipo de erro refrativo dá-se o nome de astigmatismo corneano. O astigmatismo total de um sistema ótico é a soma de todos os astigmatismos provenientes de várias superfícies do olho. Especificamente, a córnea, o cristalino e até a retina podem induzir astigmatismo. Em alguns casos, uma superfície pode negar o efeito de outra. Grande parte do astigmatismo total do olho é atribuído ao astigmatismo corneano, que advém de uma curvatura irregular ao longo dos dois meridianos principais da face anterior da córnea [44, 45]. Por outro lado, com o desenvolvimento de novas técnicas que permitem a medição da curvatura da face posterior da córnea, tem-se vindo a dar cada vez mais relevância a esta superfície [47].



**Figura 2.6: Ilustração da focagem num olho normal e num olho astigmático.**

Diferença entre um olho com córnea esférica (A), resultando em vista normal, e um olho com uma córnea de formato irregular (B), resultando em astigmatismo. Num olho que sofra de astigmatismo, os pontos focais podem estar antes, depois, ou na retina. Adaptado de [48].

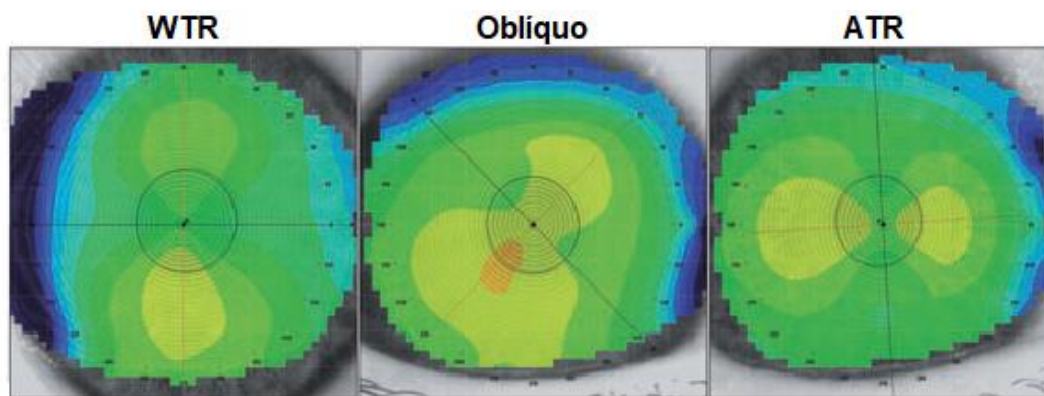
O astigmatismo é classificado de acordo com o seu meridiano mais curvo: *with-the-rule* (WTR), oblíquo, ou *against-the-rule* (ATR) (figura 2.7). Os meridianos principais – de maior e menor curvatura – fazem, frequentemente (mas não sempre), ângulos retos entre si [46].

Estes meridianos referem-se à potência mínima e máxima da córnea, os K's da córnea, especificamente  $K_1$  e  $K_2$ . A diferença entre os valores de  $K$  estabelece a medida do astigmatismo corneano. A orientação do astigmatismo é dada pelo  $K$  de maior potência. A tabela 2.1 apresenta alguns exemplos de valores de astigmatismo corneano.

**Tabela 2.1: Valores de astigmatismo corneano.**

O valor de astigmatismo é a diferença de  $K_2$  (maior potência) e  $K_1$  (menor potência) em dioptrias. O ângulo, em graus, é dado pelo  $K$  de maior potência, neste caso será sempre dado por  $K_2$ .

Paciente	$K_1$ (D)	Axis (°)	$K_2$ (D)	Axis (°)	Astigmatismo
1	41,81	85	42,97	175	1,16 D Ax 175°
2	42,34	75	45,46	165	3,12 D Ax 165°
3	41,79	14	43,64	104	1,85 D Ax 104°



**Figura 2.7: Exemplo da classificação do astigmatismo corneano segundo o seu eixo.**

O astigmatismo corneano pode ser classificado em *WTR*, em que o meridiano mais curvo está orientado, aproximadamente, na vertical (esquerda), *ATR*, em que o meridiano mais curvo está orientado, aproximadamente, na horizontal (direita) e obliquo, em que o meridiano está orientado a um ângulo obliquo. Adaptado de [46].

Por último ainda se pode fazer uma distinção entre astigmatismo regular e astigmatismo irregular. No primeiro caso ambos os meridianos principais previamente descritos encontram-se separados por  $90^\circ$ , tendo cada meridiano uma curvatura uniforme em cada ponto. No segundo caso, muito menos frequente, embora se considerem dois meridianos principais, estes não se encontram perpendiculares um ao outro [45].

### 2.3.1.1 Influência do astigmatismo na acuidade visual

A acuidade visual é a capacidade do olho para distinguir os detalhes de um objeto, como a forma e contorno dos objetos. Dado que o astigmatismo altera a percepção que se tem dos objetos, é imediata a conclusão que esta aberração visual tem influência na acuidade visual de um indivíduo. Vários estudos têm vindo a ser feitos sobre o impacto dos vários tipos de astigmatismo na performance visual, concluindo que a degradação visual derivada do astigmatismo é influenciada, entre outros fatores, pelo eixo do astigmatismo [48, 49].

### 2.3.1.2 Importância da superfície posterior da córnea

Com o desenvolvimento de novas tecnologias que permitem a medição da superfície posterior da córnea, tem-se vindo a admitir a relevância clínica desta no cálculo do astigmatismo corneano total. Neste sentido *Ho et. al* concluiu que, em média, 13,4% do astigmatismo corneano total advém da superfície posterior do olho. Por outro lado, em 28,8% dos olhos houve uma diferença entre o astigmatismo corneano total e o astigmatismo corneano anterior de mais de 0,5 D ou mais de  $10^\circ$  [51].

De acordo com *Koch et. al* a magnitude e alinhamento do astigmatismo corneano total não podem ser calculados corretamente apenas a partir de medições da superfície anterior da córnea. Para além disso, concluiu também que ignorar a influência do astigmatismo corneano posterior pode resultar em resultados imprevistos em olhos que sejam submetidos a implantações de uma LIO tórica [52].



Num outro estudo realizado por *Kaur et. al*, estipulou-se que o cálculo do poder da LIO tórica deve ser feito tendo em conta o astigmatismo corneano total. De facto, concluiu-se que considerar apenas o astigmatismo corneano anterior resulta em sobrecorreções em olhos com astigmatismo WTR e subcorreções em olhos com astigmatismo ATR [53].

Por outro lado, *Zheng et. al* mostrou que vários fatores afetam a medição do astigmatismo corneano total. Nomeadamente, a diferença entre o meridiano anterior e posterior de astigmatismo, a magnitude do astigmatismo posterior e queratométrico, e a idade do indivíduo [54].

### 2.3.1.3 Técnicas de correção do astigmatismo

O tratamento do astigmatismo passa pela correção do erro refrativo. Os métodos de tratamento não-cirúrgicos incluem o uso de óculos ou de lentes de contacto [54, 55].

Por outro lado, com a evolução da tecnologia, nomeadamente das técnicas cirúrgicas, tem surgido cada vez mais interesse em corrigir astigmatismo durante ou após a cirurgia à catarata. Para tal, associa-se à cirurgia da catarata a implementação de uma LIO tórica. Várias técnicas são utilizadas para a implantação de uma LIO, nomeadamente *LASIK*, *PRK* e *RK*<sup>1</sup> [56, 57]. Para efeitos deste trabalho, detalhar-se-á apenas o conceito de LIO tórica.

## 2.4 A LIO tórica

A LIO tórica é utilizada para diminuir a distorção de uma imagem ao focar corretamente a luz que seria dispersa devido ao astigmatismo corneano. Este tipo de lentes está disponível numa grande gama de poderes esféricos e cilíndricos, permitindo corrigir, simultaneamente, afacia<sup>2</sup> e astigmatismo corneano pré-existente [12].

Esta lente é composta por um cilindro que representa os meridianos do astigmatismo. Em geral, as LIO tóricas têm uma superfície esférica (normalmente anterior) e outra tórica<sup>3</sup>, com marcas que identificam o meridiano mais plano dessa superfície tórica para serem alinhadas com o meridiano mais curvo da córnea.

Existem também lentes tóricas multifocais que permitem que se atinja independência de óculos não só para visão ao perto, mas também para visão ao longe.

---

<sup>1</sup> LASIK, PRK e RK são tipos de cirurgia que permitem tratar o astigmatismo, a hipermetropia e a miopia

<sup>2</sup> Defeito ocular que consiste na ausência do cristalino

<sup>3</sup> Superfície axialmente não simétrica com curvaturas diferentes nos meridianos principais perpendiculares um ao outro

Por outro lado, é sabido que após a implantação de uma LIO tórica a sua rotação é possível dentro do olho. Enquanto pequenas rotações não afetam de forma significativa o poder astigmático, desvios angulares de maior magnitude reduzem o poder da LIO tórica. Por exemplo uma rotação de 30° elimina o poder corretivo da lente [12]. Deste modo, o biomaterial do qual a lente é composta e o seu tamanho são de elevada importância, já que influenciam a rotação pós-operatória. Vários estudos foram efetuados no sentido de melhor compreender os efeitos destes fatores na rotação pós-operatória [58-61].

#### **2.4.1 Resultados clínicos da LIO tórica**

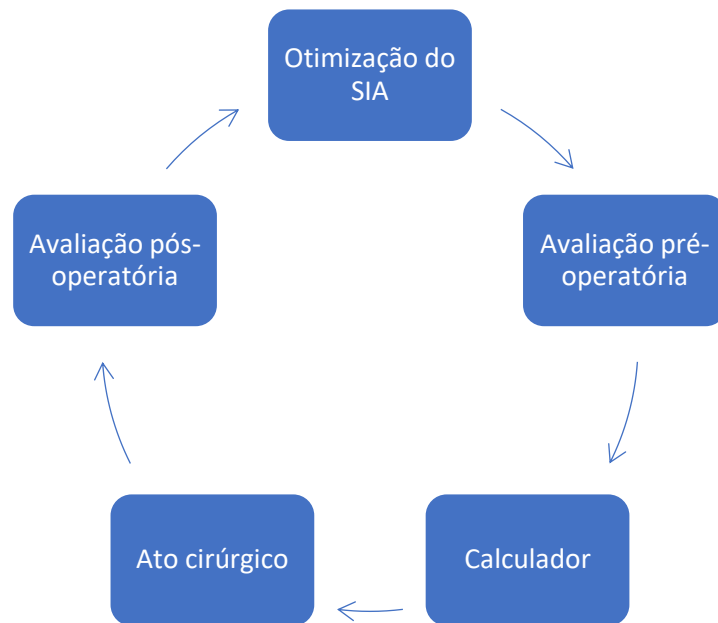
A eficácia da utilização destas lentes para reduzir o astigmatismo durante a cirurgia da catarata é amplamente discutida e estudada na comunidade científica. De uma forma geral, como descrito nos próximos parágrafos deste capítulo, é consensual que as LIOs tóricas são o método mais eficiente e previsível na correção do astigmatismo durante a cirurgia da catarata.

Numa avaliação comparativa entre LIOs tóricas e não tóricas, *Kessel et. al* efetuou um estudo alargado com o intuito de comparar a implantação de LIO tórica com a implantação de LIO não tórica. Dos aproximadamente 705 olhos analisados para cada tipo de lente, concluiu-se que a utilização de LIO's tóricas resulta num menor astigmatismo residual e numa maior independência do uso de óculos [12].

Num outro estudo da eficácia das LIOs tóricas, *Goggin et. al* avaliou 38 olhos sujeitos à implantação de LIO's tóricas. Em média, o astigmatismo residual pós-operatório foi de 0,36 D quando comparado com o objetivo astigmático pré-operatório, concluindo que este tipo de lentes é um método seguro e previsível de correção do astigmatismo, ainda que algum astigmatismo residual se encontre presente [63].

Por outro lado, estudos de comparação entre LIOs tóricas também são amplamente realizados. De facto, *Razmjoo et. al* estudou 55 olhos sujeitos à implantação de dois tipos de LIO's tóricas. Seis meses após o ato cirúrgico, 46,9% e 40% dos olhos tinha um astigmatismo residual igual ou inferior a 0,5 D e 78,1% e 85% dos olhos tinha um astigmatismo residual igual ou inferior a 1 D, respetivamente para cada tipo de LIO tórica. Em conclusão, afirmou que as LIO's tóricas são um método efetivo para corrigir astigmatismo pré-existente durante a cirurgia da catarata [64].

Não obstante do descrito anteriormente, a implantação de LIO's tóricas é um processo complexo, com muitos passos que devem ser otimizados para minimizar erros e para reduzir o astigmatismo residual pós-operatório. No entanto, é sabido que estes passos, ilustrados na figura 2.8, não são perfeitos.



**Figura 2.8: Ilustração da sequência de procedimentos necessária para a implantação da LIO tórica.**

Para melhorar os resultados da implantação da LIO tórica, deve-se ter em conta todos os passos pré-, intra- e pós-operatório.

A presente dissertação de mestrado incide na avaliação pós-operatória, que será descrita em maior detalhe no subcapítulo 2.8. Ainda assim, é importante fazer alguma referência aos passos que antecedem esta análise.

## 2.5 Avaliação pré-operatória

Previamente à cirurgia à catarata, é imperativo que se realize uma análise cuidada do sujeito em estudo. Deve-se ter atenção a qualquer historial médico relevante que possa comprometer o sucesso da cirurgia devido a possíveis complicações intra- ou pós-operatórias. De facto, a presença de astigmatismo irregular pode ser uma contraindicação relativa no que toca à implantação de uma LIO tórica. Para além disto, algumas patologias pré-existent, como por exemplo alguns tipos de distrofia corneana, diabetes, glaucoma e outras podem ser absolutas contraindicações para o uso destas lentes [10].

Assim sendo, é necessário que, à priori, se efetue uma extensiva examinação oftalmológica, principalmente por dois motivos: exclusão de pacientes cujo quadro clínico não seja propício à implantação destas lentes; aquisição de dados necessários para o cálculo da LIO a utilizar.

### 2.5.1 Biometria ótica e cálculo da LIO tórica

O principal fator no sucesso do procedimento cirúrgico é o cálculo preciso do poder de refração da LIO. Para tal, é necessário medir várias características anatómicas do olho, através

de um exame denominado biometria ótica. Este é um processo não-invasivo, cómodo e preciso [65].

A biométrica ótica efetua então a medição de várias medidas anatómicas do olho, tais como o C<sub>ax</sub> (distância entre a superfície anterior da córnea e a retina), a curvatura da córnea e ainda a profundidade da câmara anterior, todas estas cruciais para o correto cálculo da potência refrativa da LIO, por forma a se chegar ao resultado refrativo desejado após a cirurgia da catarata [66].

## 2.5.2 Avaliação do astigmatismo corneano

Outro fator importante para o sucesso da cirurgia da catarata com correção refrativa é a determinação precisa do astigmatismo corneano. Para tal, podem ser utilizadas várias técnicas e instrumentos para a avaliação deste parâmetro, tais como querátómetros manuais e automáticos, topógrafos baseados no disco de Plácido, sistemas baseados no princípio de *Scheimpflug*, tomografia de coerência ótica do segmento anterior (AS-OCT) e, mais recentemente, topografia de díodos de emissão de luz em fontes pontuais.

### 2.5.2.1 Queratometria

Um queratómetro é um instrumento de diagnóstico utilizado para medir a curvatura da superfície anterior da córnea, em particular, para adquirir a magnitude e eixo do astigmatismo.

Para se efetuar esta medição, assume-se que a córnea atua como um espelho convexo. Assim, pode-se efetuar uma relação entre o tamanho do objeto ( $O$ ), a sua distância à córnea ( $d$ ), o tamanho da imagem ( $I$ ) e a curvatura corneana ( $R$ ). Se os primeiros 3 fatores forem conhecidos, o último pode ser calculado através das equações 2.1 e 2.2, respetivamente, em mm ou dioptrias ( $D$ ). Neste último caso,  $n$  representa o índice de refração e é considerado 1,3375. Resumidamente, através do tamanho da imagem que é refletida na córnea, pode-se estimar a sua curvatura.

$$R = 2d \frac{I}{O} \quad (2.1)$$

$$D = \frac{n - 1}{R} \quad (2.2)$$

No entanto, são conhecidas algumas limitações desta prática. De facto, o índice standardizado de 1,3375 assume que o astigmatismo corneano anterior e posterior têm uma relação linear, algo que não é verdade para muitos olhos [46, 66].

### 2.5.2.2 O disco de Plácido

A topografia corneana atual baseia-se no disco de Plácido, desenvolvido em 1880 por António Plácido da Costa. A imagem 2.9 mostra um destes instrumentos. Este permite uma medição precisa da superfície anterior da córnea através da projeção de um prato circular na

córnea. O disco é composto por uma série de círculos concêntricos, com uma abertura no seu centro para se observar e fotografar as reflexões na córnea.



**Figura 2.9 Disco de Plácido.**

Instrumento desenvolvido pelo oftalmólogo português António Plácido da Costa, em 1880, que permite a medição da superfície anterior da córnea. Retirado de [68].

Com o desenvolvimento da análise computacional, automatizou-se este processo, capturando a imagem com uma câmara digital e efetuando uma imediata análise computacional da mesma.

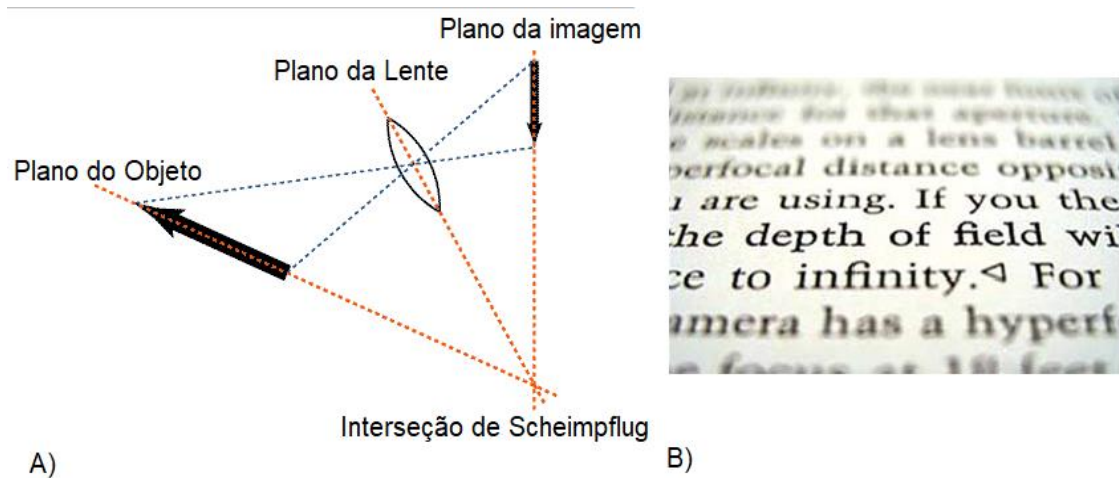
No entanto, conhecem-se várias limitações para instrumentos baseados nesta técnica. Em primeiro lugar, não se consegue avaliar a superfície posterior da córnea, com o astigmatismo a ser dependente de um índice queratométrico. Por outro lado, a projeção dos círculos na córnea é mais difícil em córneas muito irregulares, que pode resultar em caracterizações erradas da sua morfologia. Para além disto, é sabido que esta técnica é muito suscetível a pacientes com olho seco, que pode levar a distorções nas projeções dos círculos e, consequentemente, na deteção de irregularidades corneanas falsas [69, 70].

### 2.5.2.3 O princípio de *Scheimpflug*

O princípio de *Scheimpflug* é uma regra geométrica que descreve a orientação do plano de foco, no sistema ótico, quando o plano da lente não está paralelo ao plano do objeto. Segundo o princípio de *Scheimpflug*, ilustrado na figura 2.10 A), existem três planos: o plano do objeto, o plano da lente e o plano da imagem. Quando uma tangente oblíqua é estendida do plano da imagem, e outra é estendida do plano da lente, encontram-se num ponto onde o plano de foco também passa – ponto de *Scheimpflug*. Nestas condições, a imagem apresenta-se completamente em foco, como ilustrado pela figura 2.10 B) [71].

Na área oftalmológica, este princípio é utilizado em vários equipamentos, nomeadamente, o Pentacam. Este instrumento permite obter uma análise completa do segmento anterior do olho, providenciando, entre outros parâmetros, a topografia da superfície anterior e posterior da córnea. Como referido anteriormente, estudar ambas as superfícies da córnea fornece um

resultado mais preciso do astigmatismo corneano total, ao invés de se extrapolar o seu valor a partir de um índice queratométrico convencional [72].



**Figura 2.10 Ilustração do princípio de Scheimpflug.**

A), Segundo o princípio de Scheimpflug, o plano da imagem, da lente e do objeto interseitam-se no ponto de Scheimpflug, no qual se obtém o foco da imagem. B), Exemplo do princípio de Scheimpflug. Adaptado de [71]

No entanto, estes tipos de instrumentos têm limitações conhecidas, tais como a distorção da imagem da estrutura interna do cristalino, devido à refração das estruturas prévias a esta. Por outro lado, entre outros fatores, são altamente sensíveis ao diâmetro da pupila e à presença de cataratas maduras [72].

#### 2.5.2.4 A tomografia de coerência ótica do segmento anterior - AS-OCT

Uma das limitações da técnica de imagem de *Scheimpflug* é a baixa resolução obtida dos segmentos anteriores do olho. Este parâmetro pode ser melhorado com recurso à técnica de AS-OCT. Este sistema baseia-se no princípio de interferometria de baixa coerência, para medir o tempo de atraso e intensidade da luz refletida no tecido em estudo. Assim, conseguem-se imagens de alta resolução, sendo possível uma medição precisa e reprodutível de várias estruturas do olho, nomeadamente da curvatura da córnea [73].

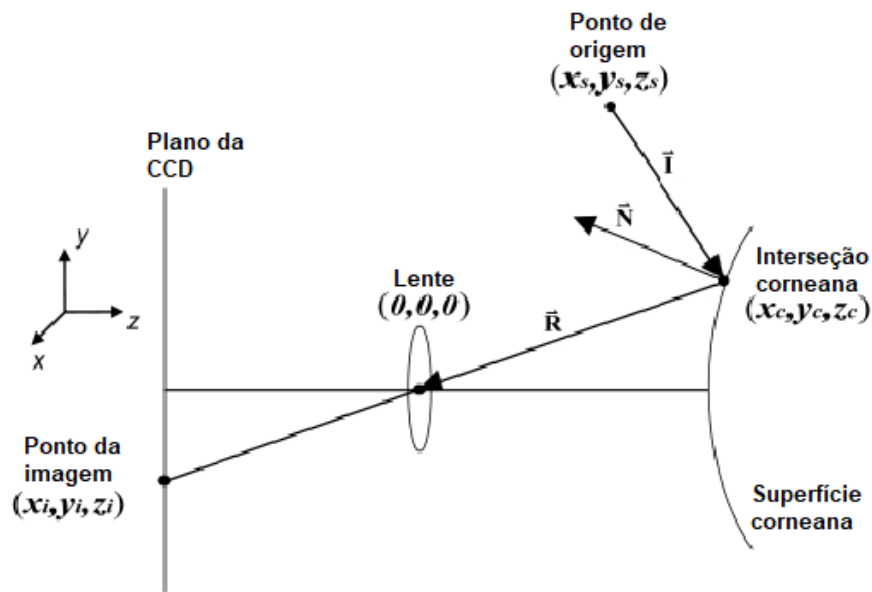
#### 2.5.2.5 A topografia de díodos de emissão de LEDs - Cassini

Recentemente, uma nova tecnologia foi desenvolvida para avaliar astigmatismo corneano, a topografia de díodos de emissão de luz colorida (LEDs). Atualmente, apenas um instrumento utiliza esta tecnologia – Cassini.

O Cassini utiliza pontos multi-coloridos (até 700 LEDs) e, através de *forward ray tracing*, avalia a superfície anterior da córnea. Por outro lado, combina 7 LEDs monocromáticos com a

segunda imagem de Purkinje<sup>4</sup> e, novamente através da técnica de *forward ray tracing*, avalia a superfície posterior da córnea.

O modelo de *ray tracing* é um algoritmo de computação gráfica usado para a renderização de imagens tridimensionais. A figura 2.11 demonstra o princípio utilizado no modelo de *forward ray tracing*.



**Figura 2.11: Diagrama do modelo de *forward ray tracing*.**

Cada ponto do LED de coordenadas conhecidas  $(x_s, y_s, z_s)$  é projetado na superfície anterior da córnea  $(x_c, y_c, z_c)$ . Este é refletido, e incide num dispositivo de carga acoplada (CCD), num ponto de imagem  $(x_i, y_i, z_i)$ . Por forma a saber qual das infinitas direções da propagação da fonte de luz é coincidente com o ponto da imagem obtido, estabelece-se um ponto nodal  $(0,0,0)$ , no qual o raio refletido é forçado a passar. Cria-se assim um sistema de pontos bem definido, permitindo a reconstrução da superfície anterior da córnea. Adaptado de [74].

O modelo de *forward ray tracing* tem como objetivo determinar a posição da imagem a partir da posição da fonte de luz e da forma da superfície refletiva. No entanto, neste caso, o objetivo é reconstruir a superfície refletiva – a córnea – sabendo o ponto da imagem e o ponto da fonte de luz. Isto é possível introduzindo algumas alterações nas equações associadas a este método, considerando que qualquer superfície corneada pode ser caracterizada por uma

<sup>4</sup> Reflexão dos objetos nas várias estruturas do olho. Neste caso, a segunda imagem de Purkinje refere-se à reflexão do objeto na superfície posterior da córnea.

expansão dos polinómios de Zernike, desde que um número suficiente de coeficientes seja utilizado. Assim, sabendo a posição do ponto da imagem, a posição das fontes de luz e os vetores criados entre eles é possível, através de um algoritmo iterativo, modelar a superfície anterior da córnea [74].

Já a reconstrução da superfície posterior da córnea utiliza um processo semelhante, mas tem em conta o efeito refrativo da recém-criada superfície posterior da córnea [74].

Este sistema apresenta algumas vantagens, já que a aquisição de imagem é instantânea. Assim, não requer compensação de artefactos que poderiam ser introduzidos devido ao movimento ocular.

Ainda assim, trata-se de uma tecnologia bastante recente, pelo que a sua precisão, repetibilidade e concordância com outros equipamentos ainda carece algum estudo [75].

## 2.6 Cálculo da LIO tórica e erros associados

Como referido anteriormente, as LIOs tóricas fornecem a possibilidade de corrigir diversos tipos de erros refrativos esféricos e cilíndricos, com elevada precisão e previsibilidade. Para tal, um planeamento meticuloso do astigmatismo a ser corrigido durante a cirurgia é crítico para o sucesso da mesma. No entanto, o processo de cálculo do poder refrativo da LIO tórica é complexo e suscetível a diversos erros [76].

Em primeiro lugar, uma LIO com um dado poder cilíndrico corrige uma quantidade variável no plano corneano. Esta variabilidade depende da distância entre a córnea e a LIO. Ainda assim, grande parte dos calculadores de LIOs tóricas (por exemplo, o calculador tórico da Alcon [22], disponível online), assumem uma relação fixa (no caso da Alcon de 1,46) entre o poder cilíndrico dos planos da córnea e da LIO, resultando numa hipocorreção em olhos longos e hipercorreções em olhos curtos. Por exemplo, um olho com CAx de 21 mm apresenta um rácio de 1,31, enquanto um olho com CAx de 30 mm apresenta um rácio de 1,54 [77].

Para além disto, a potência cilíndrica da LIO no plano da córnea também depende da potência esférica da LIO, devido à diferente vergência dos raios. Em alguns tipos de lentes, não considerar o poder esférico durante o seu cálculo pode induzir erros superiores a 1 D [62, 74].

No entanto, a maior fonte de erro refere-se ao que já foi previamente referido no ponto 2.3.1.2, relativamente à importância da superfície posterior da córnea no astigmatismo total do olho. Como já foi descrito, ignorar o astigmatismo corneano posterior durante o cálculo da LIO tórica resulta em hipercorreção em olhos com astigmatismo WTR e em hipocorreção em olhos com astigmatismo ATR [51, 52].

Por outro lado, existem fatores de erro extrínsecos ao cálculo da LIO tórica. Sabe-se que a cirurgia ocular leva a alterações no astigmatismo, especificamente, o tamanho da incisão e o



local onde é feita. Compreender a influência do SIA é importante, por forma a tirar vantagem do mesmo e reduzir o astigmatismo total pós-cirurgia [45, 75].

## **2.7 Astigmatismo gerado pela cirurgia - SIA**

O astigmatismo gerado pela cirurgia da catarata e que permanece numa situação pós-operatória é denominado SIA. Este é um parâmetro muito importante, uma vez que o objetivo de qualquer médico é otimizar o resultado refrativo dos pacientes. Por outro lado, o efeito do SIA deve ser considerado no processo de cálculo da LIO tórica, já que se relaciona com o processo de cicatrização do olho após o ato cirúrgico. Inúmeros fatores influenciam o SIA, desde parâmetros individuais do paciente (idade, astigmatismo corneano pré-existente, por exemplo), ao tipo de cirurgia empregue e ainda ao tamanho e localização da incisão [76-79].

## **2.8 Avaliação pós-operatória**

Por forma a melhorar os resultados cirúrgicos, é necessário avaliar e estudar os valores astigmáticos pré- e pós-operatórios dos pacientes - SIA. No entanto, um primeiro problema surge devido à representação tradicional do astigmatismo, dada em forma polar (com magnitude e eixo). Sabe-se que é incorreto aplicar métodos de análise estatística convencionais a dados direcionais. Este problema pode ser superado representando o astigmatismo na forma escalar. Deste modo, métodos escalares podem ser aplicados a cada componente vetorial do astigmatismo para se calcular dados relevantes a uma análise estatística, como valores médios, desvios padrão e intervalos de confiança.

Por outro lado, ainda que este tipo de análise vetorial seja o método matemático correto para descrever a relação pré- e pós-operatória do astigmatismo, o vetor do SIA, sozinho, não é suficiente para que se conclua algo sobre a precisão da cirurgia ou para que se melhorem os calculadores das LIOs, ou ainda para que se efetuem refinamentos futuros ao método empregue aquando do ato cirúrgico. Para se tornar relevante, é necessária uma análise mais profunda dos resultados cirúrgicos.

Assim, foram desenvolvidos métodos de análise vetorial, nomeadamente o método de Alpíns, no qual este trabalho se baseia.

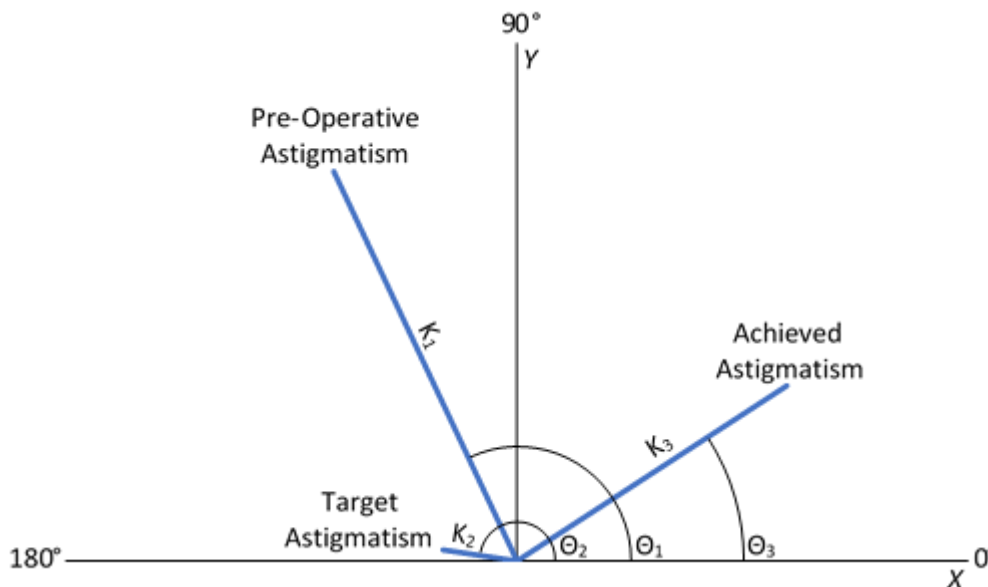
## 2.8.1 O Método de Alpíns

O método de Alpíns [23-25] baseia-se em diferentes índices para se obter uma descrição completa dos resultados de uma cirurgia ao astigmatismo. Para tal, estabelece-se um objetivo astigmático. Desta forma, pode-se calcular o vetor que permita chegar a esse resultado. Assim, o cirurgião passa a obter medidas exatas para os principais parâmetros do astigmatismo (magnitude e eixo) pelos quais uma operação falha em atingir o seu objetivo inicial, bem como de outros parâmetros auxiliares. Possibilita-se, então, a comparação de múltiplas cirurgias, técnicas cirúrgicas e ainda dos vários calculadores de LIOs, tendo em vista o melhoramento das técnicas existentes.

### 2.8.1.1 Vetores principais

Este método baseia-se em três vetores principais: TIA, que representa o efeito pretendido com a cirurgia; SIA, que representa o efeito realmente obtido pelo ato cirúrgico; DV, que providencia uma relação entre os dois anteriores e indica a magnitude e eixo do erro cirúrgico.

A figura 2.12 detalha o primeiro passo na obtenção dos vetores finais previamente descritos. São então considerados três vetores de astigmatismo: *preoperative astigmatism*, o astigmatismo pré-operativo; *target astigmatism*, o objetivo astigmático da cirurgia; *achieved astigmatism*, o objetivo pós-operativo, com magnitude  $K_3$  e eixo  $\theta_3$ .



**Figura 2.12 Representação do diagrama polar do astigmatismo.**

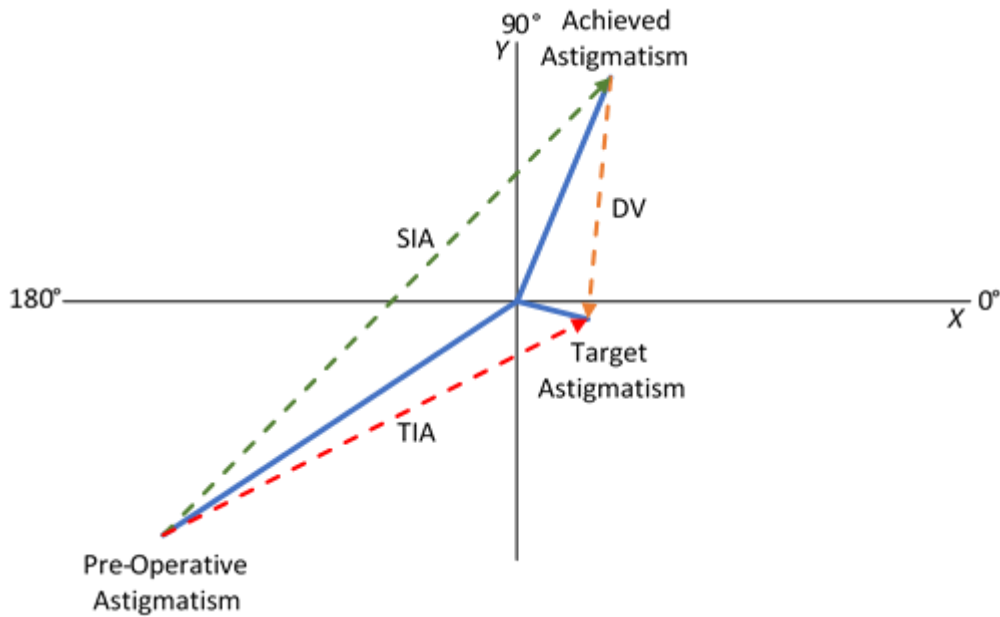
Representação polar dos vetores do astigmatismo, incluindo o *pre-operative astigmatism*, com magnitude  $K_1$  e eixo  $\theta_1$ ; *target astigmatism*, com magnitude  $K_2$  e eixo  $\theta_2$ ; *achieved astigmatism* com magnitude  $K_3$  e eixo  $\theta_3$ . Adaptado de [84].

O astigmatismo repete-se de 180° em 180°, pelo que a sua representação é feita numa escala de 180°. No entanto, no que toca a representações de alguma variação astigmática, esta escala não é clara e pode induzir em erro. De facto, uma mudança de um valor pré-operativo de

5° para um valor pós-operativo de 175° aparenta ser uma mudança drástica no eixo do astigmatismo (à primeira vista, 170°). No entanto, devido à natureza do astigmatismo de se repetir a cada 180°, esta variância representa apenas uma mudança de 10°.

Desta forma, antes de se poder calcular o TIA, SIA e DV, é necessário efetuar uma duplicação dos ângulos do astigmatismo, por forma a que sejam analisados numa escala de 360°. Conforme mostra a figura 2.13, tendo duplicado os ângulos dos vetores de astigmatismo, torna-se possível aferir sobre a relação entre eles, para se chegar ao objetivo de se calcular o TIA, SIA e DV.

A conversão dos vetores de astigmatismo de coordenadas polares para coordenadas retangulares com o ângulo dobrado é feita conforme as equações 2.3 a 2.8. Assim, obtêm-se os 3 vetores em coordenadas cartesianas X,Y, numa escala de 360°.  $X_1, Y_1$  representam o *preoperative astigmatism*,  $X_2, Y_2$  representam o *target astigmatism* e  $X_3, Y_3$  representam o *achieved astigmatism*.



**Figura 2.13 Representação do diagrama de vetor de duplo ângulo (*Double Angle Vector Diagram - DAVD*).**

Os ângulos dos vetores do *preoperative*, *target* e *achieved astigmatism* foram duplicados, mantendo a magnitude. A partir da relação entre eles, estabelecem-se os vetores de SIA, a verde, TIA, a vermelho, e DV, a laranja. Adaptado de [84].

$$X_1 = K_1 \cos(2 \times \theta_1) \quad (2.3)$$

$$Y_1 = K_1 \sin(2 \times \theta_1) \quad (2.4)$$

$$X_2 = K_2 \cos(2 \times \theta_2) \quad (2.5)$$

$$Y_2 = K_2 \sin(2 \times \theta_2) \quad (2.6)$$

$$X_3 = K_3 \cos(2 \times \theta_3) \quad (2.7)$$

$$Y_3 = K_3 \sin(2 \times \theta_3) \quad (2.8)$$

A partir deste momento, têm-se as condições necessárias para efetuar o cálculo dos vetores de astigmatismo finais, TIA, SIA e DV. Assim, começa-se por efetuar a diferença entre os vetores iniciais previamente duplicados, conforme as equações 2.9 a 2.14.  $X_{12}, Y_{12}$  representam o TIA;  $X_{13}, Y_{13}$  representam o SIA;  $X_{32}, Y_{32}$  representam o DV.

$$X_{12} = X_2 - X_1 \quad (2.9)$$

$$Y_{12} = Y_2 - Y_1 \quad (2.10)$$

$$X_{13} = X_3 - X_1 \quad (2.11)$$

$$Y_{13} = Y_3 - Y_1 \quad (2.12)$$

$$X_{32} = X_2 - X_3 \quad (2.13)$$

$$Y_{32} = Y_2 - Y_3 \quad (2.14)$$

Em seguida, calcula-se o ângulo de cada um destes vetores na escala 360° (ou seja, com o ângulo duplicado), através das equações 2.15 a 2.17.  $\theta_{12d}$ ,  $\theta_{13d}$  e  $\theta_{32d}$  representam, respetivamente, os ângulos do TIA, SIA e DV. É de notar que estes resultados estão sujeitos a possíveis correções, pois a função  $\tan^{-1}$  apenas devolve valores no primeiro e quarto quadrantes.

$$\theta_{12d} = \tan^{-1}(Y_{12}/X_{12}) \quad (2.15)$$

$$\theta_{13d} = \tan^{-1}(Y_{13}/X_{13}) \quad (2.16)$$

$$\theta_{32d} = \tan^{-1}(Y_{32}/X_{32}) \quad (2.17)$$

O cálculo das magnitudes dos vetores finais é feito conforme as equações 2.18 a 2.20.  $K_{12}$ ,  $K_{13}$  e  $K_{32}$  representam, respetivamente, as magnitudes do TIA, SIA e DV. Estes valores podem ser positivos ou negativos: um valor negativo indica que é necessário efetuar um ajuste de 180° aos ângulos correspondentes, um valor positivo indica que o ângulo está correto e não necessita de ajuste.

$$K_{12} = Y_{12} / \sin(\theta_{12d}) \quad (2.18)$$

$$K_{13} = Y_{13} / \sin(\theta_{13d}) \quad (2.19)$$

$$K_{32} = Y_{32} / \sin(\theta_{32d}) \quad (2.20)$$

Após as correções dos ângulos, os valores absolutos das magnitudes são utilizados para se obter um valor final de magnitude, como descrito nas equações 2.21 a 2.23.

$$K_{TIA} = |K_{12}| \quad (2.21)$$

$$K_{SIA} = |K_{13}| \quad (2.22)$$

$$K_{DV} = |K_{32}| \quad (2.23)$$

Os vetores obtidos com este método derivam do DAVD. De facto, o ângulo de cada vetor final é metade do ângulo previamente calculado e ajustado, efetuando uma simples divisão, como descrito pelas equações 2.24 a 2.26.

$$\theta_{TIA} = \theta_{12d}/2 \quad (2.24)$$

$$\theta_{SIA} = \theta_{13d}/2 \quad (2.25)$$

$$\theta_{DV} = \theta_{32d}/2 \quad (2.26)$$

Desta forma, obtém-se, finalmente, os vetores desejados de TIA, com  $K_{TIA} \propto \theta_{TIA}$ ; SIA, com  $K_{SIA} \propto \theta_{SIA}$ ; DV, com  $K_{DV} \propto \theta_{DV}$ .

### 2.8.1.2 Outros índices de aferição de resultados

As relações entre os três vetores principais fornecem parâmetros que indicam, entre outros, se houve uma sobre- ou sub-correção, ou se o tratamento foi efetuado no ângulo correto. Assim, consegue-se uma compreensão total do resultado da cirurgia com correção do astigmatismo.

#### 2.8.1.2.1 Ângulo de erro - AE

O AE é calculado através da equação 2.27 e descreve o ângulo entre os vetores SIA e TIA. É de notar que para este parâmetro se utilizam os ângulos dos vetores duplicados, por facilitar no cálculo do mesmo.

$$AE = (\theta_{13d} - \theta_{12d})/2 \quad (2.27)$$

Um valor positivo representa uma correção no sentido anti-horário para lá da desejada. Um valor negativo uma correção no sentido horário para lá da desejada.

#### 2.8.1.2.2 Magnitude de erro - ME

A ME é a diferença aritmética entre os vetores SIA e TIA e é calculada através da equação 2.28.

$$ME = K_{SIA} - K_{TIA} \quad (2.28)$$

Um valor positivo para este parâmetro representa uma sobre-correção, já um valor negativo representa uma sub-correção.

#### 2.8.1.2.3 Ângulo de correção - AC

Enquanto o AE relaciona o SIA e o TIA, o AC relaciona o *achieved astigmatism* e o *target astigmatism*, e é calculado conforme a equação 2.29.

$$AC = \theta_3 - \theta_2 \quad (2.29)$$

Um valor positivo indica que o resultado é no sentido anti-horário para lá do objetivo, um valor negativo indica que o resultado é no sentido horário para lá do objetivo.

#### 2.8.1.2.4 Índice de correção (CI) e coeficiente de ajuste (CA)

O CI é o rácio do SIA pelo TIA, conforme mostra a equação 2.30. Representa a quantidade de correção efetuada, e idealmente é 1. Se for maior que 1, indica que foi efetuada uma sobre-correção. Se for menor que 1, indica que houve uma sub-correção.

$$CI = K_{SIA}/K_{TIA} \quad (2.30)$$

O CA é o inverso do CI, como descrito pela equação 2.31. Este valor permite a criação de nomogramas para um ajuste a tratamentos futuros com base em resultados passados. O valor ideal é 1.

$$CA = K_{TIA}/K_{SIA} \quad (2.31)$$

#### 2.8.1.2.5 Índice de sucesso - IS

O IS é a relação entre o TIA e o DV e é calculado dividindo o DV pelo TIA, tal como na equação 2.32. Providencia uma medida relativa do sucesso da cirurgia: para valores constantes de DV, quanto maior for o TIA, menor é o IS e, consequentemente, mais bem-sucedida se considera a cirurgia. O valor ideal é 0.

$$IS = K_{DV}/K_{TIA} \quad (2.32)$$

#### 2.8.1.2.6 *Flattening effect* (FE) e *flattening index* (FI)

O índice FE refere à quantidade do SIA que efetivamente provoca uma redução do astigmatismo no meridiano pretendido. É calculado conforme a equação 2.33.

$$FE = SIA \times \cos(2 \times AE) \quad (2.33)$$

O índice FI é uma medida do efeito cirúrgico relativo à variação astigmática quantificada pelo TIA, e é calculado efetuando o rácio entre o FE e o TIA, conforme descrito pela equação 2.34.

$$FI = \frac{FE}{K_{TIA}} \quad (2.34)$$

## MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo será descrita a metodologia utilizada na presente dissertação. Esta está dividida em duas partes: a aquisição de dados e o seu processamento – um programa de cálculo segundo o método de Alpíns.

Sendo o objetivo principal desta dissertação a criação de uma ferramenta aberta de trabalho, o software escolhido para a elaboração deste programa foi o *Microsoft Excel*, através da programação de macros<sup>5</sup> e do VBA<sup>6</sup>. É de notar que o ficheiro em *Microsoft Excel* foi redigido em língua inglesa, para facilitar o seu uso no caso de o utilizador ser estrangeiro.

### 3.1 Aquisição de dados

A aquisição de dados foi efetuada no Serviço de Oftalmologia do Hospital da Luz, em Lisboa. Numa primeira instância, um total de 14 olhos sujeitos à cirurgia da catarata com correção de erro refrativo foi utilizado para criar e testar o programa.

Assim, para o cálculo do poder refrativo da LIO tórica, recorreu-se a três equipamentos de biometria ótica: Lenstar (aparelho de queratometria); Pentacam (aparelho baseado no princípio de Scheimpflug); Cassini (aparelho baseado na técnica de *forward ray tracing*). No que toca aos dados necessários para o método de Alpíns, o astigmatismo corneano pré-operatório foi adquirido. 3 meses após a cirurgia, mediu-se o astigmatismo pós-operatório.

### 3.2 Escolha de informação relevante

Nem todos os parâmetros medidos nas consultas pré- e pós-operatórias são necessários para a elaboração deste projeto. De facto, alguns destes não são diretamente relevantes para a

---

<sup>5</sup> Ferramenta do *Excel* que permite automatizar uma tarefa.

<sup>6</sup> VBA, ou *Visual Basic for Applications* é a linguagem de programação do *Excel*

análise astigmática segundo o método de Alpíns. Desta forma, na versão final do documento *Excel*, foram omitidos. No entanto, foi criada uma zona de “Extras”, que permite ao utilizador adicionar qualquer tipo de dados, por exemplo, para posterior análise estatística.

Assim sendo, os parâmetros de facto relevantes para o funcionamento do programa são os seguintes:

- Astigmatismo pré-operatório, com cilindro e eixo, adquirido com Lenstar, Pentacam e Cassini;
- Objetivo astigmático, com cilindro e eixo, para cada uma das medições;
- Astigmatismo pós-operatório, com cilindro e eixo.

Cada um deles representa, respetivamente, o *preoperative astigmatism*, *target astigmatism* e *achieved astigmatism*. Por defeito, o *target astigmatism* definido foi a emetropia, ou seja, um astigmatismo de  $0\text{ D Ax }0^\circ$ . No entanto, o utilizador pode optar por introduzir o objetivo astigmático manualmente, a partir de recursos online [85].

Por outro lado, é importante referir que o “índice” (representado pelo número de processo) de cada paciente é também relevante para o funcionamento desta folha *Excel*, na medida em que estabelece “linhas guia” (ponto de começo e de término) durante a execução do código.

### 3.3 Cálculo do TIA, SIA e DV

O cálculo é efetuado tal como explicado no subcapítulo 2.8.1. Assim sendo, começou-se por converter os três vetores iniciais em coordenadas retangulares, com duplicação do ângulo, através das equações 2.3 a 2.8. Posteriormente, calcularam-se as diferenças dos vetores em X e Y, como descrito pelas equações 2.9 a 2.14. A seguir, calcularam-se os ângulos duplicados e as suas magnitudes, tal como nas equações 2.15 a 2.20. Para se obter a magnitude final de cada vetor, utilizou-se o seu módulo, como mostram as equações 2.21 a 2.23. Já para os ângulos finais dos vetores, a lógica descrita no método de Alpíns não se provou suficiente para uma representação gráfica em  $0\text{-}180^\circ$ . De facto, durante a elaboração do trabalho concluiu-se que os vetores finais eram calculados entre  $-90^\circ$  e  $90^\circ$ , em vez dos típicos  $0^\circ$  e  $180^\circ$ . Para solucionar este problema, depois do primeiro ajuste de ângulo e posterior divisão pela metade (equações 2.24 a 2.26) converteram-se os resultados que vinham no quarto quadrante (isto é, entre  $0$  e  $-90^\circ$ ), para o segundo, através de uma correção de  $180^\circ$ . Esta correção é correta, já que o astigmatismo se repete de  $180$  em  $180^\circ$ .

#### 3.3.1 Singularidades

O método de Alpíns não refere nenhum caso em que os métodos acima explicados não resultam no resultado correto, por uma ou outra razão. No entanto, durante a criação deste programa, chegou-se à conclusão que, de facto, é preciso efetuar algumas simplificações em



certos casos, por forma a evitar erros no código. Neste projeto, descrevê-las-emos como singularidades.

### 3.3.1.1 *Pre-op e target astigmatism são iguais*

Neste caso, se o método natural de cálculo for empregue, resulta num erro de divisão por 0 quando se tenta calcular o ângulo do TIA. De facto, se se seguir o método de Alpíns, obtêm-se os seguintes resultados:  $X_1 = X_2 \Rightarrow X_{12} = 0 \Rightarrow \theta_{12d} = \tan^{-1}((Y_{12}/0))$ , originando um erro. No entanto, é imediato que quando ambos o astigmatismo pré-operatório e o objetivo astigmático são iguais, o TIA é 0. Assim, para estes casos, simplifica-se para  $K_{12} = 0$  e  $\theta_{12d} = 0$ , que, posteriormente, resultarão num TIA 0 D Ax 0°.

No entanto, tendo em conta que o objetivo principal da cirurgia da catarata com erro correção de erro refrativo é, de facto, corrigir um certo grau de erro refrativo, é expectável que estes dois vetores nunca sejam iguais e que, consequentemente, TIA seja sempre diferente de 0.

### 3.3.1.2 *Pre-op e target astigmatism têm eixo 0°*

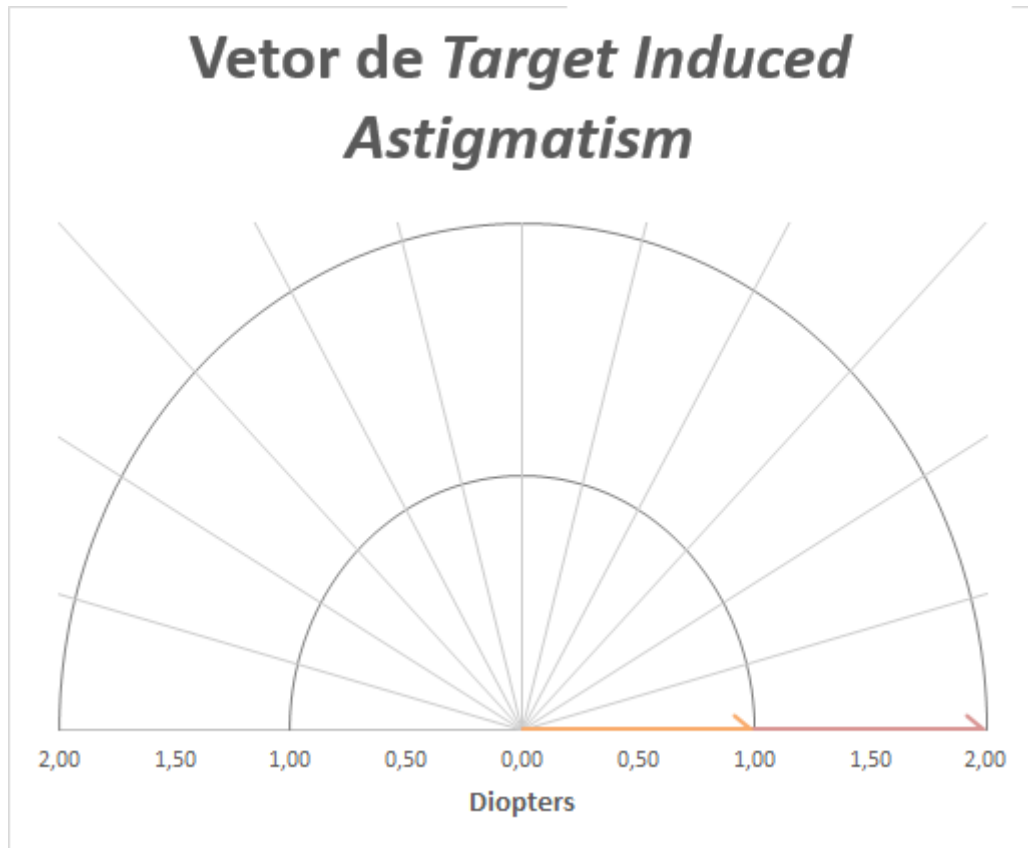
Este caso originará outro erro de divisão por 0. Se se seguir o método de Alpíns, obtêm-se os seguintes resultados:  $Y_1 = Y_2 \Rightarrow Y_{12} = 0 \Rightarrow \theta_{12d} = \tan^{-1}((0/X_{12})) = 0 \Rightarrow K_{12} = \frac{0}{\sin 0}$ , acabando em erro. Para uma melhor compreensão da simplificação utilizada, analise-se o seguinte exemplo:

- *Pre-op astigmatism*: 2 D Ax 0°;
- *Target astigmatism*: 1 D Ax 0°

A figura 3.1 mostra a representação gráfica destes dois vetores num DAVD.

Como se pode observar, é imediata a conclusão de que, nestes casos, se pode efetuar a seguinte simplificação:  $K_{12} = X_1 - X_2$  e eixo  $\theta_{12d} = 180^\circ$ .

De salientar ainda que, embora neste exemplo específico a simplificação esteja correta, se os vetores *Pre-op astigmatism* e *target astigmatism* estivessem invertidos (isto é, *pre-op* com magnitude 1 e *target* com magnitude 2), a simplificação encontrar-se-ia também invertida (isto é, a simplificação correta seria  $K_{12} = X_2 - X_1$  e  $\theta_{12d} = 0^\circ$ ). No entanto, isso não acarreta problemas, por duas razões, a primeira, porque a magnitude final é dada pelo módulo, pelo que a ordem da subtração não interessa, a segunda, porque o astigmatismo se repete a cada 180°, ter um ângulo de 0° ou 180° é idêntico.



**Figura 3.1: Exemplo de singularidade: *Pre-op* e *Target* eixo é 0.**

Representação dos vetores *Pre-op astigmatism*, a rosa, com 2 D Ax 0°, e *targeted astigmatism*, a laranja, com 1 D Ax 0°.

### 3.3.1.3 Singularidades no cálculo do SIA e do DV

Tal como o TIA, também o SIA e o DV são calculados a partir de dois vetores, utilizando a mesma matemática e lógica. Assim sendo, as singularidades que existem no cálculo do TIA, descritas nos pontos 3.3.1.1 e 3.3.1.2 são análogas para os pares de vetores *pre-op astigmatism* e *achieved astigmatism* (cuja relação cria o SIA) e *target astigmatism* e *achieved astigmatism* (cuja relação cria o DV), pelo que as simplificações são idênticas.

Ainda assim, é importante referir que, ao contrário do TIA, existe a possibilidade clínica de ambos o SIA ou o DV serem 0, pelo que a lógica implementada no subcapítulo 3.3.1.1 é necessária para o correto funcionamento do programa.

## 3.4 Cálculo dos índices de Alpíns

Todos os índices foram calculados segundo o subcapítulo 2.8.1.2. No entanto, tal como para os cálculos dos vetores TIA, SIA e DV, também os coeficientes apresentam singularidades, nomeadamente quando TIA ou SIA são 0. De facto, quando,  $K_{TIA} = 0$ , os coeficientes CI, IS e FI não podem ser calculados pelo método convencional. No entanto, como explicado anteriormente,

$TIA = 0$  é, no caso de estudo, irrealista, pelo que o cálculo destes coeficientes não necessita de nenhuma proteção.

Por outro lado, a ocorrência de  $SIA = 0$ , embora muito rara, é tecnicamente possível. Por isso, foi preciso salvaguardar o programa para estas situações. Neste caso, o coeficiente CA não pode ser calculado pela equação 2.31. No entanto, ao contrário das outras singularidades, atribuir um valor a este coeficiente é verdadeiramente impossível de realizar, pois não existe nenhum dado clínico que se possa obter com  $CA \rightarrow \infty$ . Assim, optou-se por atribuir na célula correspondente ao CA um comentário “Error”, para indicar a impossibilidade deste cálculo.

### 3.5 Criação das representações gráficas finais

O *Excel* não possui uma forma simples de representar vetores em gráficos polares. Para a construção dos gráficos finais, foi preciso converter cada um dos vetores TIA, SIA e DV em coordenadas cartesianas, como mostram as equações 3.35 a 3.40. É de notar que, para a sua representação, não é necessário efetuar a duplicação do ângulo, pois estes já são os valores finais dos vetores.

$$X_{TIA} = K_{TIA} \times \cos \theta_{TIA} \quad (3.35)$$

$$Y_{TIA} = K_{TIA} \times \sin \theta_{TIA} \quad (3.36)$$

$$X_{SIA} = K_{SIA} \times \cos \theta_{SIA} \quad (3.37)$$

$$Y_{SIA} = K_{SIA} \times \sin \theta_{SIA} \quad (3.38)$$

$$X_{DV} = K_{DV} \times \cos \theta_{DV} \quad (3.39)$$

$$Y_{DV} = K_{DV} \times \sin \theta_{DV} \quad (3.40)$$

Para além destes, criou-se um quarto gráfico, sugerido por *Reinstein et. al* [86]. Assim, converteu-se CI em coordenadas cartesianas segundo o eixo do TIA, como descrevem as equações 3.41 e 3.42.

$$X_{CI} = CI \times \cos \theta_{TIA} \quad (3.41)$$

$$Y_{CI} = CI \times \sin \theta_{TIA} \quad (3.42)$$

Após esta conversão, obtém-se apenas um ponto, quando o objetivo é a criação de um vetor. Dado que todos partem do ponto (0,0), criou-se uma série para cada um deles, somente com dois pontos: a origem e o próprio.

No que toca à formatação do gráfico, incluindo títulos, escalas, eixos, caixas de texto e linhas guia, são todos criados e formatados durante a execução do código.

A escala no eixo dos X foi definida identificando o máximo geral dos quatro vetores (TIA, SIA, DV e CI no eixo do TIA) calculados. Tomou-se a decisão de uniformizar as escalas para evitar possíveis falhas de interpretação, por exemplo, por não se reparar que as escalas tinham máximos diferentes em cada gráfico.

### 3.6 Cálculo de valores médios

Como será explicado no subcapítulo 4.1.3, é permitido ao utilizador preencher algumas células com valores ND, tendo em vista aumentar a flexibilidade do programa. Dado que se fez esta escolha, é preciso ter especial cuidado no cálculo dos valores médios.

#### 3.6.1 Cálculo da média aritmética e geométrica

Este cálculo é efetuado através de uma simples média aritmética da magnitude de cada vetor  $K$ , tal como indica a equação 3.43.

$$\text{Média Aritmética} = \frac{K_1 + K_2 + \dots + K_n}{n} \quad (3.43)$$

Para o CI, tal como descrito em [86], optou-se por fazer a média geométrica, como mostra a equação 3.44.

$$\text{Média Geométrica} = \sqrt[n]{K_1 \times K_2 \times \dots \times K_n} \quad (3.44)$$

Em ambos os casos, o *Excel* dispõe de ferramentas internas que permitem o cálculo das médias sem ser preciso programar uma função para tal. Isto acontece porque as magnitudes são obtidas diretamente do espaço de resultados nas folhas respetivas. Todavia, é importante notar que as médias calculadas continuam corretas mesmo que, no meio dos resultados, existam valores ND. Isto acontece porque, por defeito, o *Excel* reconhece que este é um valor do tipo *string* e não do tipo numérico, pelo que o ignora.

#### 3.6.2 Cálculo da média vetorial e desvios padrão em X e Y

A média vetorial e desvios padrão em X e Y é calculada somente para os vetores TIA, SIA e DV. Ao contrário das médias anteriores, para efetuar esta análise é preciso, em primeiro lugar, converter os vetores de coordenadas polares em coordenadas retangulares com duplicação do ângulo. Em essência, fez-se o mesmo procedimento que no início da análise vetorial, mas neste caso, em vez dos vetores *pre-op*, *target* e *achieved astigmatism*, partiu-se dos vetores finais (equações 3.45 a 3.50). Isto acarreta alguns problemas, nomeadamente nos casos ND, já que enquanto uma função pré-definida do *Excel* fazia a distinção entre valores *string* e numéricos, não o faz para este tipo de algoritmos criados no código.

$$X_{TIA,d} = K_{TIA} \times \cos(2 \times \theta_{TIA}) \quad (3.45)$$

$$Y_{TIA,d} = K_{TIA} \times \sin(2 \times \theta_{TIA}) \quad (3.46)$$

$$X_{SIA,d} = K_{SIA} \times \cos(2 \times \theta_{SIA}) \quad (3.47)$$

$$Y_{SIA,d} = K_{SIA} \times \sin(2 \times \theta_{SIA}) \quad (3.48)$$

$$X_{DV,d} = K_{DV} \times \cos(2 \times \theta_{DV}) \quad (3.49)$$

$$Y_{DV,d} = K_{DV} \times \sin(2 \times \theta_{DV}) \quad (3.50)$$

Para evitar alguma confusão na legibilidade do ficheiro, esta conversão é feita somente no código e é guardada em vetores, fora da vista do utilizador. A figura 3.2 mostra a lógica utilizada para a criação dos vetores de  $X$  e  $Y$ . Em essência, antes de se efetuar a conversão, testou-se se se estaria perante um caso ND. Em caso afirmativo, passar-se-ia para o próximo índice do vetor e continuar-se-iam os cálculos. A partir daqui, o próximo passo seria calcular a média aritmética em  $X$  e em  $Y$ , para depois se fazer a conversão desse vetor  $X_{\text{médio}}, Y_{\text{médio}}$  para coordenadas polares, com a respetiva conversão do ângulo para a metade. No entanto, tem-se o problema de que, neste caso, a função pré-definida do *Excel* não trará resultados corretos, já que todos os ND foram convertidos em zeros “falsos”.

H	I		B	C
TIA			TIA	
K12 (D)	DE 12 (Degrees)		X	Y
1,16	85		-1,14	0,20
ND	ND		0,00	0,00
1,85	14		1,63	0,87
0,00	0		0,00	0,00
1,01	172		-0,28	-0,28

**Figura 3.2: Ilustração da conversão do TIA em coordenadas cartesianas com ângulo duplicado.**

A vermelho mostra-se o problema criado ao atribuir 0 a um valor ND. O primeiro dos zeros é “falso”, isto é, não deve ser tido em conta durante o cálculo das médias.

Para resolver este problema, criaram-se funções próprias que calculam as médias e desvios padrão  $X$  e  $Y$ . No que toca à média, a partir de um contador de ND's retirou-se o número de zeros “falsos”. A equação 3.51 apresenta a fórmula usada para o seu cálculo, onde  $\mu$  é a média,  $N$  é o número total de casos e  $n$  é o número de zeros “falsos”. Neste caso, dado que um valor 0 não influencia uma soma, apenas teve de se subtrair o número correspondente de zeros no denominador.

$$\mu = \frac{X_1 + X_2 + \dots + X_N}{N - n} \quad (3.51)$$

No que toca ao cálculo do desvio padrão (DP), a fórmula usada é um pouco mais complicada, já que a própria fórmula do DP é mais complexa. A equação 3.52 mostra a fórmula base do DP, em que  $x$  é um valor do conjunto de dados,  $\mu$  a média desse conjunto e  $(N-1)$  o número da amostra da população.

$$DP = \sqrt{\frac{\sum |x - \mu|^2}{N - 1}} \quad (3.52)$$

Assim sendo, para se corrigir a fórmula do DP é preciso duas coisas: retirar a  $(N-1)$  o número de zeros “falsos”; retirar ao somatório o número de médias ao quadrado a mais (já que  $x$  nestes casos é zero, essas parcelas simplificam para  $\mu^2$ ).

Desta forma, a equação final do DP é a da equação 3.53.

$$DP = \sqrt{\frac{\sum |x - \mu|^2 - n \times \mu^2}{N - 1 - n}} \quad (3.53)$$

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo apresentar-se-á o programa criado neste projeto, juntamente com uma breve explicação de como este se executa. Para além disto, apresentar-se-á uma breve discussão dos resultados obtidos.

### 4.1 Organização do ficheiro *Excel*

Para que o programa seja simples e intuitivo, criaram-se 11 folhas de cálculo distintas, cada uma com um propósito.

As folhas são as seguintes:

- *Welcome*;
- *Setup Data Example*;
- *Setup Data*;
- *Lenstar Results*;
- *Lenstar Graphs*;
- *Pentacam Results*;
- *Pentacam Graphs*;
- *Cassini Results*;
- *Cassini Graphs*;
- *CalcAux1*;
- *CalcAux2*.

O *Excel*, quando usado como ferramenta de programação, é um pouco peculiar, na medida em que não dispõe propriamente de uma interface. Isto é, a própria interface do Excel coincide com a zona de inserção de dados, de apresentação de resultados, etc. Assim, todas as folhas encontram-se protegidas, à exceção de determinadas áreas da folha *Setup Data*, por forma a evitar que alguma alteração accidental provoque erros no código.

### 4.1.1 Folha *Welcome*

Esta é a folha introdutória do programa. Apresenta uma breve descrição do mesmo e ainda uma lista de instruções para o seu correto funcionamento, especificamente no que toca à inserção de dados. Por outro lado, é nesta folha que se faz correr o código do programa. Como mostra a figura 4.1, há 11 botões distintos, cada um compilando uma porção específica de código.

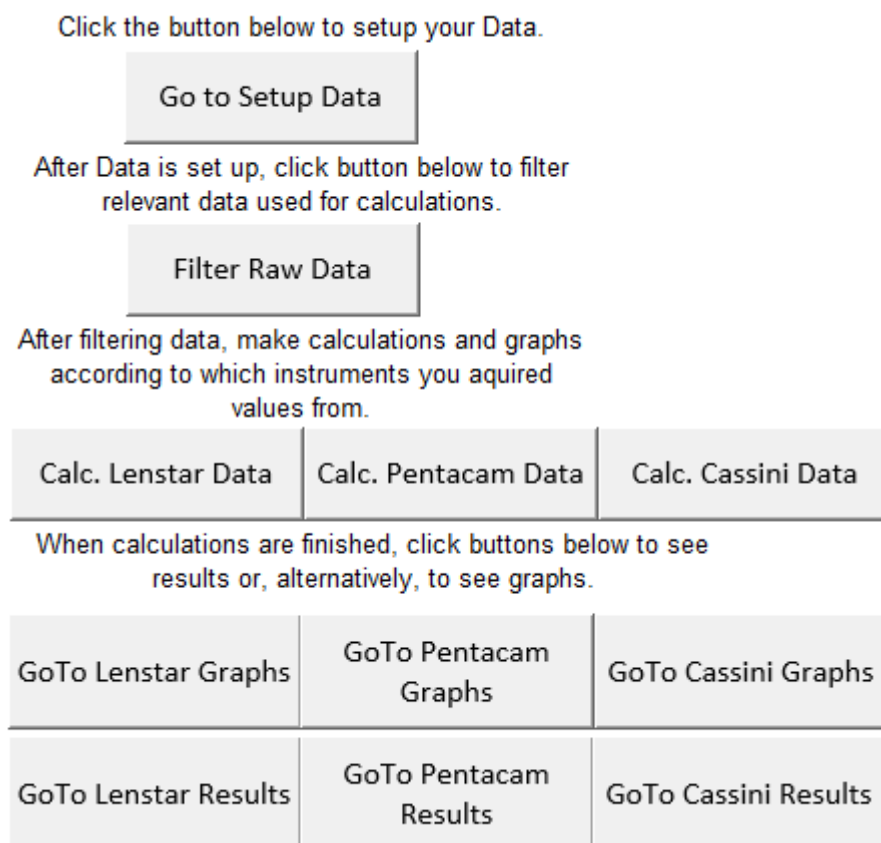


Figura 4.1: Representação dos botões presentes na folha *Welcome*.

Os botões têm as seguintes funções:

- *Go to Setup Data* – Leva o utilizador à folha *Setup Data*;
- *Filter Raw Data* – Filtra os dados relevantes (previamente inseridos) para as folhas *Lenstar Results*, *Pentacam Results*, *Cassini Results*;
- *Calc. Lenstar Data* – A partir dos dados referentes ao Lenstar, efetua a análise vetorial segundo o método de Alpíns, calculando o TIA, SIA, DV e outros parâmetros relevantes. Cria gráficos com os resultados obtidos;
- *Calc. Pentacam Data* – Faz o mesmo que no ponto anterior, utilizando os dados referentes ao Pentacam;
- *Calc. Cassini Data* – Faz o mesmo que no ponto anterior, utilizando os dados referentes ao Cassini;



- *GoTo Lenstar Graphs* – Leva o utilizador à folha *Lenstar Graphs*;
- *GoTo Pentacam Graphs* – Leva o utilizador à folha *Pentacam Graphs*;
- *GoTo Cassini Graphs* – Leva o utilizador à folha *Cassini Graphs*;
- *GoTo Lenstar Results* – Leva o utilizador à folha *Lenstar Results*;
- *GoTo Pentacam Results* – Leva o utilizador à folha *Pentacam Results*;
- *GoTo Cassini Results* – Leva o utilizador à folha *Cassini Results*.

Durante o desenvolvimento do programa, tomou-se a decisão de separar a rotina em cada um dos equipamentos, pois, como se descreveu no subcapítulo 2.5.2, cada técnica de aquisição biométrica tem ligeiras diferenças que influenciam os resultados. Por outro lado, facilita não só a compreensão, mas também a própria execução das rotinas. Ainda assim, é de salientar que os métodos de cada botão são idênticos, sendo que a única alteração é o local de onde são retirados os dados.

#### 4.1.2 Folha *Setup Data Example*

Esta folha serve apenas de exemplo para que um utilizador inexperiente tire algumas dúvidas acerca de como deve inserir os dados. Ou seja, apresenta a mesma formatação da folha *Setup Data*, mas esta estará preenchida com alguns valores exemplo para que o utilizador saiba qual o aspeto que a folha realmente utilizada pelo programa – a folha *Setup Data* – deverá ter.

#### 4.1.3 Folha *Setup Data*

Esta é a única folha na qual o utilizador tem liberdade para alterar determinadas áreas do mesmo. É aqui que o utilizador insere a informação relevante para o funcionamento do programa, incluindo o *preoperative astigmatism*, *target astigmatism*, e *achieved astigmatism*.

A figura 4.2 mostra o arranjo desta folha. Aqui, o utilizador pode optar por preencher as colunas com a informação indicada pelos cabeçalhos, ou, à falta desses dados, preencher com “ND” – *non defined* – (na imagem tem-se como exemplo a linha 4). Assim, emprega-se mais versatilidade ao programa. Por exemplo, quando o utilizador não fez a aquisição com todos os equipamentos, não é preciso retirar o paciente em questão da folha, dando, deste modo, a oportunidade de retificar os seus dados numa outra ocasião.

Após a inserção dos dados, o utilizador retorna à folha *Welcome*, para executar a rotina (*Filter Raw Data*), que os filtra. Os parâmetros relevantes são então escolhidos e copiados para as suas folhas respetivas: *Lenstar Results*, *Pentacam Results*, *Cassini Results*. É de notar que, para além dos valores de astigmatismo usados para os cálculos, existe também a opção de colocar os K's e eixos correspondentes. Assim, o utilizador tem uma melhor noção dos dados em estudo e pode optar, por exemplo, por tirar algum paciente do estudo, caso note alguma irregularidade num K, algo que poderia não transparecer no valor do astigmatismo.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
1	Process	Eye	PostOp Astigmatism		Lenstar						Targeted Astigmatism	
2			cyl	axis	K1	axis	K2	axis	Corneal ast	axis	cyl	axis
3	109436857	OD	0,00	0	41,81	85	42,97	175	1,16	175	0,00	0
4	109436857	OS	0,00	0	ND	ND	ND	ND	ND	ND	0,00	0
5	105737780	OD	0,00	0	41,79	14	43,64	104	1,85	104	0,00	0
6	105737780	OS	1,00	160	42,12	168	43,40	78	1,28	78	0,00	0
7	107790513	OD	1,50	20	42,32	172	43,33	82	1,01	82	0,00	0

A

	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X
1	Pentacam						Targeted Astigmatism		Cassini		Targeted Astigmatism	
2	K1	axis	K2	axis	ast	axis	cyl	axis	TCA	axis	cyl	axis
3	42,1	109	45,2	19	3,8	19	0,00	0	1,59	171	0,00	0
4	42,2	6	43,5	96	2,5	96	0,00	0	0,57	11	0,00	0
5	42,4	177	44,5	87	2,9	87	0,00	0	ND	ND	0,00	0
6	42,6	102	41,3	12	2,2	12	0,00	0	1	76	0,00	0
7	ND	ND	ND	ND	ND	ND	0,00	0	0,61	74	0,00	0

B

	Y	Z	AA	AB	AC	AD
1	Extras (Not used in calculations)					
2	IOL Model	IOL sph	IOL cyl	implantation axis	AL	ACD
3	PODFT	19	2,25	175	24,63	2,75
4	PODFT	19	1	165	24,65	3,5
5	PODFT	26,5	2,25	104	22,23	3,59
6	PODFT	25	3	78	22,63	3,09
7	PODFT	23,5	1,5	82	22,94	3,62

C

**Figura 4.2: Ilustração da folha Setup Data.**

É nesta folha que são inseridos os dados dos pacientes. **A)** compreende o número de processo (coluna A), o olho em que foi efetuada a cirurgia (coluna B) (esta é uma informação adicional, mas que por preferência dos utilizadores se manteve), o astigmatismo pós operatório (colunas C e D), as medições referentes ao Lenstar (colunas E-J) e o *targeted astigmatism* (colunas K e L), que, por defeito, é 0. **B)** Continuação da representação dos dados, neste caso relativos ao Pentacam e ao Cassini. **C)** Colunas extra, que não influenciam o código e podem ser alteradas ao gosto do utilizador.

Por fim, é importante mencionar que, ao contrário das outras folhas, algumas células do cabeçalho podem ser modificadas. Como a figura 4.2 mostra, as células formatadas em negrito e itálico podem ser alteradas. De facto, embora este programa faça, por defeito, cálculos para os instrumentos Lenstar, Pentacam e Cassini, é possível que o utilizador utilize outro qualquer instrumento para aquisição de dados. Assim, é possível alterar no *Excel* o nome do instrumento, por forma a evitar alguma confusão na leitura de resultados. Deste modo, ao efetuar uma alteração deste tipo e depois de efetuar a rotina *Filter Raw Data*, tanto os nomes dos botões como das folhas correspondentes atualizam para o nome atual na *Setup Data*. Desta forma, o utilizador sabe em que folhas estão os resultados daqueles dados específicos. Mais uma vez, é importante salientar que a análise do resultado de uma cirurgia com correção de erro refrativo é idêntica, independentemente dos instrumentos usados para a aquisição de dados.

#### 4.1.4 Folhas *Lenstar Results*, *Pentacam Results*, *Cassini Results*

Sendo o processamento de dados feito de modo idêntico para todos os tipos de instrumentos, e de modo a ser intuitiva a análise de resultados, estas três folhas apresentam o mesmo formato que se mostra na figura 4.3. Diferem apenas no seu preenchimento, já que cada uma vai buscar dados relativos ao instrumento específico.

Desta forma, é feita uma apresentação de resultados intuitiva, com os três vetores iniciais de cada paciente (*pre-op*, *targeted* e *achieved astigmatism*) seguidos dos resultados, com os três vetores principais (TIA, SIA e DV) e ainda todos os índices necessários para ter uma completa compreensão dos resultados astigmáticos. Os cálculos são feitos a partir dos botões *Calc. Lenstar Data*, *Calc. Pentacam Data*, *Calc. Cassini Data*, respetivamente para cada um dos instrumentos.

A

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Lenstar	Pre-Op Astigmatism		Targeted Astigmatism		Achieved Astigmatism		TIA	
2	Process	CoA, K1 (D)	Axis (Degrees)	K2, (D)	(Degrees)	K3, (D)	(Degrees)	K12 (D)	DE 12 (Degrees)
3	109436857	1,16	175	0,00	0	0,00	0	1,16	85
4	109436857	3,12	165	0,00	0	0,00	0	3,12	75
5	105737780	1,85	104	0,00	0	0,00	0	1,85	14
6	105737780	1,28	78	0,00	0	1,00	160	1,28	168
7	107790513	1,01	82	0,00	0	1,50	20	1,01	172

B

	J	K	L	M	N	O
1	SIA		DV		AE	ME
2	K13 (D)	DE 13 (Degrees)	K32 (D)	DE 32 (Degrees)	Error (Degrees)	Kerror (D)
3	1,16	85	0,00	0	0,00	0,00
4	3,12	75	0,00	0	0,00	0,00
5	1,85	14	0,00	0	0,00	0,00
6	2,26	164	1,00	70	-3,51	0,98
7	2,23	9	1,50	110	16,96	1,22

C

	P	Q	R	S	T
1	AC	CA	IS	CI	FI
2	(Degrees)	(Best = 1.0)	(Best = 0.0)	(Best = 1.0)	(Best = 1.0)
3	0	1,00	0,00	1,00	1,00
4	0	1,00	0,00	1,00	1,00
5	0	1,00	0,00	1,00	1,00
6	160	0,57	0,78	1,76	1,75
7	20	0,45	1,49	2,21	1,83

**Figura 4.3: Ilustração representativa da folha *Lenstar Results*.**

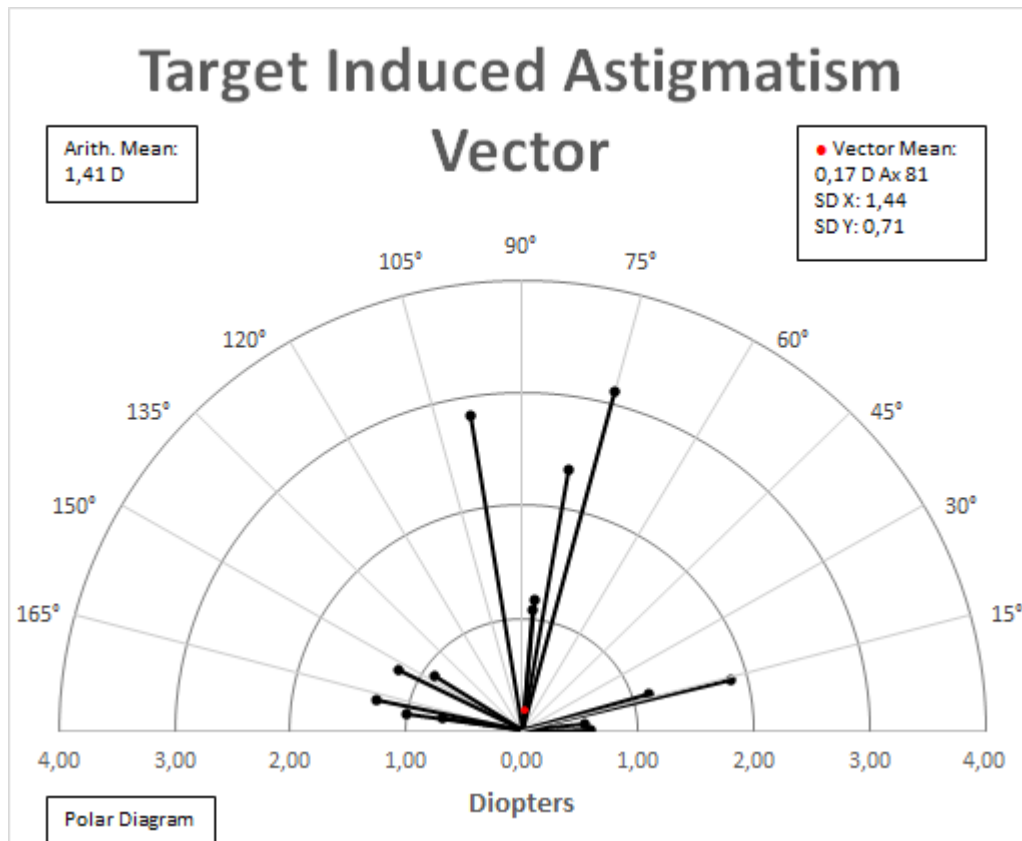
Nesta folha apresentam-se os resultados de todos os parâmetros a calcular. **A)**, as colunas A-G correspondem aos dados filtrados da folha *Setup Data*. A coluna H, I e todas as colunas em **B)** e **C)** são calculadas a partir da execução do código correspondente ao botão *Calc Lenstar Data*, na folha *Welcome*. As folhas *Pentacam Results* e *Cassini Results* funcionam de forma análoga.

#### 4.1.5 Folhas *Lenstar Graphs*, *Pentacam Graphs* e *Cassini Graphs*

Tal como no ponto anterior, também os gráficos são criados separadamente para cada instrumento. As figuras 4.4 a 4.7 mostram os quatro gráficos criados durante a execução do programa: TIA, SIA, DV e CI. Todos são representados na forma vetorial, numa escala de 180°. Tentou-se que a apresentação do gráfico fosse o mais fiel possível às recomendações do *Journal of Refractive Surgery* para reportar os resultados da cirurgia refrativa [86]. Foram criadas linhas guia, tanto para os eixos (com passo 15°), como para as dioptrias (com passo 1 D ou 1 unidade para o caso do CI), para facilitar a compreensão dos mesmos. As linhas pretas representam cada vetor calculado. A média aritmética e a média vetorial, juntamente com os desvios padrão em X e Y foram representados em cada gráfico.

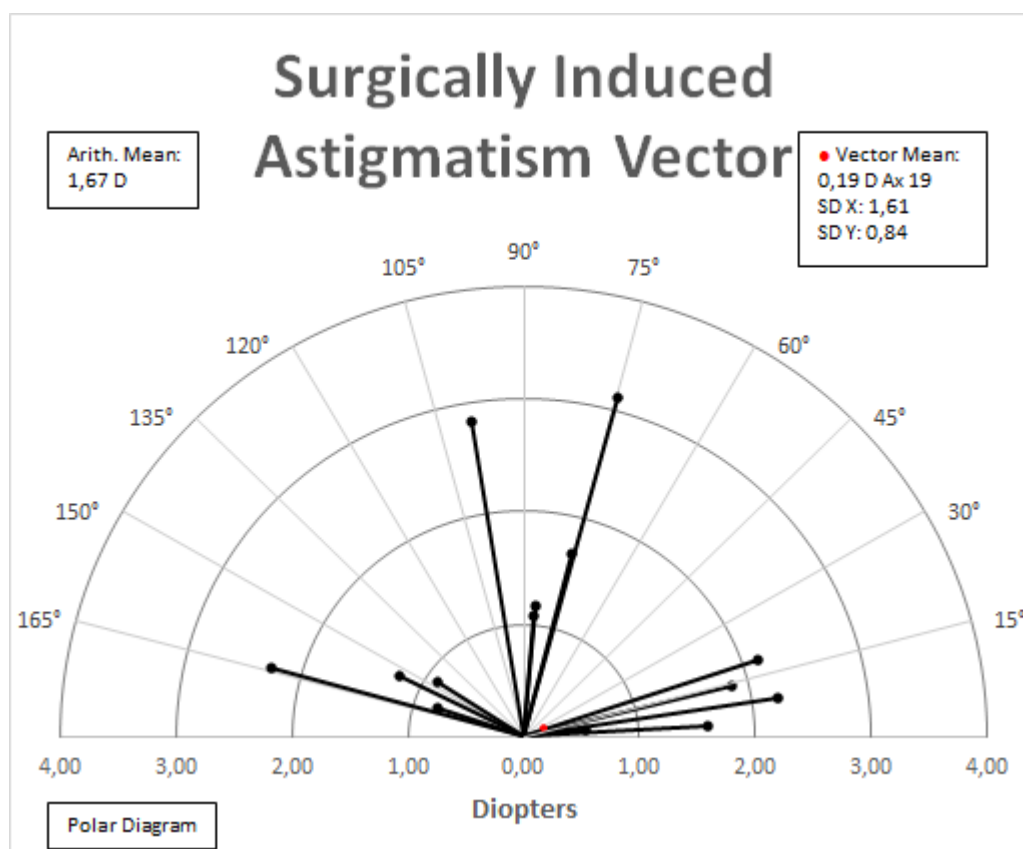
O gráfico CI apresenta algumas diferenças relativamente aos três anteriores. Neste caso, utilizou-se o valor de CI, traçado segundo o eixo do TIA. Por outro lado, fez-se somente o cálculo da média geométrica [86].

É de notar ainda que, nos casos em que  $TIA = SIA \Rightarrow DV = 0$ . Nestes casos, o vetor DV fica na posição (0,0) e, embora aparente não estar representado, o seu valor é considerado para os cálculos da média e DP.



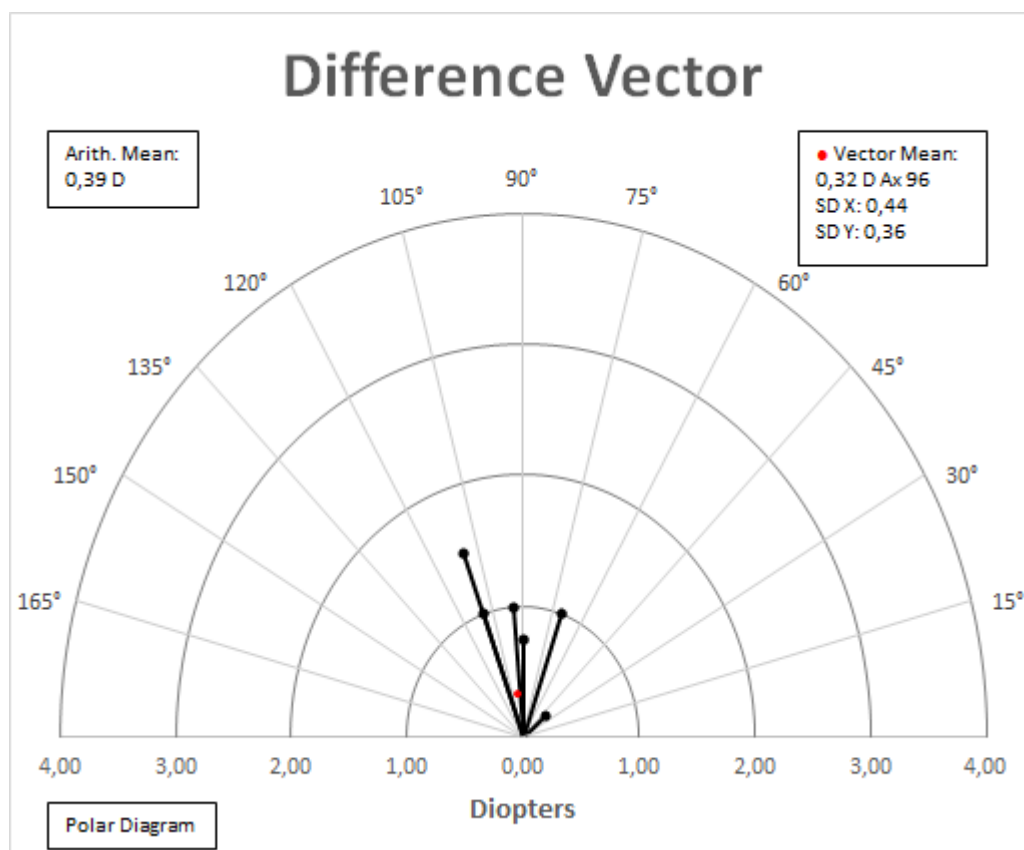
**Figura 4.4: Representação gráfica dos vetores TIA.**

Representação gráfica do TIA, na folha *Lenstar Graphs*. A média vetorial está indicada pelo ponto a vermelho (calculado no DAVD). Analogamente, as folhas *Pentacam Graphs* e *Cassini Graphs* apresentam o mesmo gráfico, calculado a partir dos seus respetivos dados.



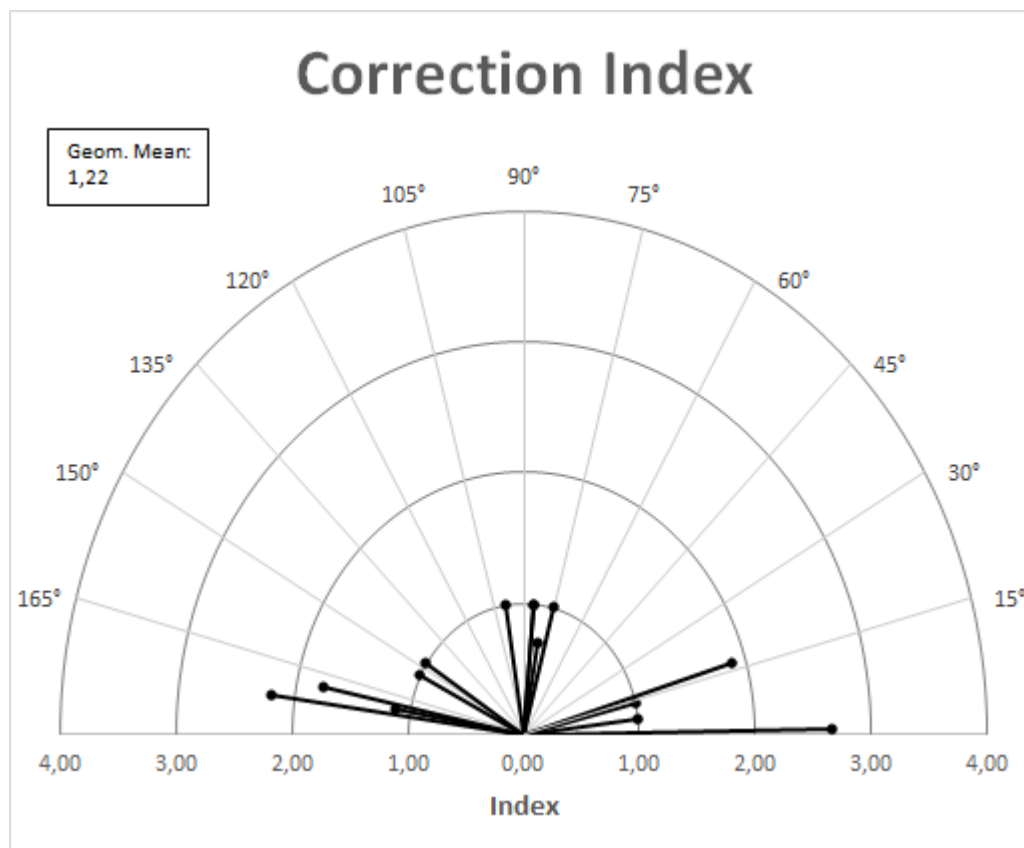
**Figura 4.5: Representação gráfica dos vetores SIA.**

Representação gráfica do SIA, na folha *Lenstar Graphs*. A média vetorial está indicada pelo ponto a vermelho (calculado no DAVD). Analogamente, as folhas *Pentacam Graphs* e *Cassini Graphs* apresentam o mesmo gráfico, calculado a partir dos seus respetivos dados.



**Figura 4.6: Representação gráfica dos vetores DV.**

Representação gráfica do DV, na folha *Lenstar Graphs*. A média vetorial está indicada pelo ponto a vermelho (calculado no DAVD). Analogamente, as folhas *Pentacam Graphs* e *Cassini Graphs* apresentam o mesmo gráfico, calculado a partir dos seus respetivos dados.



**Figura 4.7: Representação gráfica do CI.**

Representação gráfica do CI, na folha *Lenstar Graphs*. Contrariamente aos outros gráficos, neste apenas se calcula a média geométrica. Analogamente, as folhas *Pentacam Graphs* e *Cassini Graphs* apresentam o mesmo gráfico, calculado a partir dos seus respetivos dados.

#### 4.1.6 Folha *CalcAux1*

Nesta folha apresentam-se os cálculos intermédios necessários para se chegar aos valores de TIA, SIA e DV. Incluem-se, assim, a conversão para coordenadas retangulares com duplicação do ângulo (DAVD) e o cálculo das magnitudes e eixos destes vetores. É importante salientar que estes últimos podem não ser os ângulos e magnitudes finais, dado que existe a possibilidade de ser necessário aplicar algumas das correções descritas no ponto 3.3. A figura 4.8 mostra o formato desta folha.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M
1	Lenstar	Conversão para Coordenadas Rectangulares (DADV)						Ângulos dos vetores de astigmatismo (DADV)			Magnitude dos vetores de astigmatismo		
2	Process	X1	Y1	X2	Y2	X3	Y3	12,d (Degrees)	13,d (Degrees)	32,d (Degrees)	K12 (TIA)	K13 (SIA)	K32 (DV)
3	109436857	1,14	-0,20	0,00	0,00	0,00	0,00	-10,00	-10,00	0,00	-1,16	-1,16	0,00
4	109436857	2,70	-1,56	0,00	0,00	0,00	0,00	-30,00	-30,00	0,00	-3,12	-3,12	0,00
5	105737780	-1,63	-0,87	0,00	0,00	0,00	0,00	28,00	28,00	0,00	1,85	1,85	0,00
6	105737780	-1,17	0,52	0,00	0,00	0,77	-0,64	-24,00	-31,01	-40,00	1,28	2,26	-1,00
7	107790513	-0,97	0,28	0,00	0,00	1,15	0,96	-16,00	17,93	40,00	1,01	2,23	-1,50

**Figura 4.8: Cálculos auxiliares da folha *CalcAux1*.**

As células B a G representam a conversão para coordenadas retangulares, com duplicação do ângulo. Já as colunas H a M apresentam o cálculo das magnitudes e eixos dos vetores TIA, SIA e DV. Analogamente, esta folha tem ainda a conversão para os outros instrumentos de medição.

#### 4.1.7 Folha *CalcAux2*

Nesta folha mostram-se os cálculos intermédios para a representação gráfica dos vetores TIA, SIA, DV e CI. Como o *Excel* não possui uma ferramenta que faça a representação gráfica a partir de coordenadas polares, é necessário fazer a sua conversão para coordenadas retangulares antes que o gráfico seja criado. A figura 4.9 mostra a disposição escolhida para esta folha.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Lenstar	TIA		SIA		DV		CI	
2	Process	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
3	109436857	0,10	1,16	0,10	1,16	0,00	0,00	0,09	1,00
4	109436857	0,81	3,01	0,81	3,01	0,00	0,00	0,26	0,97
5	105737780	1,80	0,45	1,80	0,45	0,00	0,00	0,97	0,24
6	105737780	-1,25	0,27	-2,18	0,60	0,34	0,94	-1,73	0,37
7	107790513	-1,00	0,14	2,20	0,35	-0,51	1,41	-2,18	0,31

**Figura 4.9: Ilustração dos cálculos auxiliares da folha *CalcAux2*.**

As colunas B a I mostram a conversão dos vetores TIA, SIA, DV e CI de coordenadas polares (com magnitude e eixo) para coordenadas retangulares (X e Y), para possibilitar a sua representação gráfica na folha *Lenstar Graphs*. Analogamente, esta folha tem, ainda, a conversão para coordenadas retangulares para os outros instrumentos de medição.



## 4.2 Discussão de Resultados

Após a conclusão do trabalho, efetuou-se um teste em maior escala para comprovar a sua fiabilidade. No entanto, uma simples consulta de estudos científicos nesta área não seria suficiente, já que estas apresentam somente resultados, enquanto que para testar esta ferramenta são requeridos os valores iniciais com os quais se iniciaram tais estudos. Assim sendo, o Doutor Tiago Ferreira, co-orientador desta dissertação de mestrado, disponibilizou gentilmente os dados com os quais desenvolveu um estudo científico validado pela comunidade científica [87].

Posteriormente à inserção destes valores no programa, concluiu-se que o cálculo dos vetores TIA, SIA e DV estão corretos. De facto, todos os resultados foram coincidentes. Para além disto, também os cálculos dos DP em X e Y, se apresentaram iguais.

No que toca ao cálculo dos coeficientes de Alpíns, apenas se pôde confirmar o CI, já que foi o único calculado neste estudo. Mais uma vez, os valores apresentaram-se idênticos. Assim, não se pode afirmar que os outros coeficientes estejam corretos. No entanto, dado que a álgebra necessária para o seu cálculo é relativamente simples, e que os vetores TIA, SIA e DV são coincidentes com os calculados no estudo, tudo indica que todos os coeficientes estejam corretos.

Relativamente aos gráficos obtidos, apresentam-se, em termos funcionais, idênticos, já que ambos seguiram as recomendações disponibilizadas por *Reinstein et. al* [86].



## CONCLUSÃO E PERSPETIVAS FUTURAS

### 5.1 Conclusões

A cirurgia da catarata com correção de erro refrativo é uma técnica extremamente complexa que depende de inúmeros fatores para ser bem-sucedida. Com o avançar da tecnologia, os métodos de cálculo das LIOs tóricas também têm vindo a sofrer alterações. Desta forma, vários autores sugeriram novas fórmulas de cálculo. No entanto, para se obter uma compreensão palpável da eficácia de cada método, é preciso efetuar uma análise sistemática e generalizada, por forma a que seja possível uma comparação efetiva dos resultados de uma cirurgia da catarata. No entanto, esta análise é de difícil acesso, impedindo que estes estudos sejam feitos de forma mais ampla. Neste sentido, esta dissertação baseou-se na implementação de um programa de análise vetorial segundo o método de Alpíns [23-25], com o objetivo de simplificar e tornar esta análise mais acessível à área da oftalmologia.

Assim, desenvolveu-se uma ferramenta aberta de simples utilização que não só calcula os vetores principais de Alpíns, mas ainda obtém os outros índices relevantes para uma compreensão total dos resultados astigmáticos. Para além disto, cria, autonomamente, gráficos com os resultados obtidos e, por fim, calcula os valores médios e desvios padrão dos vetores principais.

Para se atingir o objetivo proposto nesta dissertação, foi necessária uma revisão extensiva do método de Alpíns, verificando-se que este não abrangia todas os casos possíveis de astigmatismo. Assim, encontraram-se soluções que colmatam estas falhas, garantido, ainda assim, a autonomia desta ferramenta.

Por fim, para se validar o resultado obtido, testou-se esta ferramenta através da inserção de dados com resultados reconhecidos pela comunidade científica [87]. Após a comparação dos valores obtidos por esta ferramenta com os do estudo, concluiu-se que eram absolutamente idênticos, à exceção do DP para X e Y, explicável pelo facto de que, para este projeto, se optou por calcular o desvio padrão de uma população.

Considerando os resultados obtidos e apresentados ao longo desta dissertação, conclui-se que os objetivos propostos foram atingidos, uma vez que se consegue efetuar uma análise compreensiva de qualquer caso cirúrgico.

## **5.2 Melhorias e perspectivas futuras**

Para melhorar os resultados obtidos, será necessário estudar mais exaustivamente as limitações do programa, nomeadamente, efetuar mais testes com outros dados.

Por outro lado, esta plataforma é bastante restrita no que toca ao local de inserção de dados. Assim, uma outra melhoria consistiria em aumentar a versatilidade do programa, por exemplo, para que consiga funcionar num outro formato de apresentação, que seja mais prático para cada utilizador específico.

Para além disto, existem outros métodos de análise vetorial do astigmatismo que, embora não sejam tão utilizados, forneceriam uma boa adição a este projeto, na medida em que daria aos utilizadores finais uma ferramenta ainda mais completa e versátil.

Por fim, prevê-se que esta aplicação forneça uma ferramenta útil aos médicos oftalmologistas e que venha a ser utilizada com frequência em novos estudos realizados nesta área.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] T. B. Ferreira, K. J. Hoffer, F. Ribeiro, P. Ribeiro, and J. G. O'Neill, "Ocular biometric measurements in cataract surgery candidates in Portugal.," *PLoS One*, vol. 12, no. 10, pp. 1–12, 2017.
- [2] T. B. Ferreira, P. Ribeiro, F. J. Ribeiro, and G. O. Neill, "Comparison of astigmatic prediction errors associated with new calculation methods for toric intraocular lenses.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 43, no. 3, pp. 340–347, 2017.
- [3] H. R. Taylor, "Cataract: how much surgery do we have to do?," *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 84, no. 1, pp. 1–2, 2000.
- [4] "World Health Organization. Blindness and Vision Impairment Prevention - Priority Eye Diseases: Cataract."
- [5] K. E. Donaldson *et al.*, "Femtosecond laser-assisted cataract surgery.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 39, no. 11, pp. 1753–1763, 2013.
- [6] M. Mohammadi, M. Naderan, R. Pahlevani, and A. Jahanrad, "Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery.," *Int. Ophthalmol.*, vol. 36, no. 6, pp. 807–817, 2016.
- [7] M. I. Khan and M. Muhtaseb, "Prevalence of corneal astigmatism in patients having routine cataract surgery at a teaching hospital in the United Kingdom.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 37, no. 10, pp. 1751–1755, 2011.
- [8] D. D. Koch, W. Hill, A. Abulafia, and L. Wang, "Pursuing perfection in intraocular lens calculations: I. Logical approach for classifying IOL calculation formulas.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 43, no. 6, pp. 717–718, 2017.
- [9] K. Shimizu, A. Misawa, and Y. Suzuki, "Toric intraocular lenses: correcting astigmatism while controlling axis shift.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 20, no. 5, pp. 523–526, 1994.
- [10] N. Visser, N. J. C. Bauer, and R. M. M. A. Nuijts, "Toric intraocular lenses: historical overview, patient selection, IOL calculation, surgical techniques, clinical outcomes, and complications.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 39, no. 4, pp. 624–627, 2013.
- [11] A. Lafuma and G. Berdeaux, "Modelling lifetime cost consequences of ReSTOR for presbyopia in four European countries.," *Eye (Lond.)*, vol. 23, no. 5, pp. 1072–1080, 2009.
- [12] L. Kessel, J. Andresen, B. Tendal, D. Erngaard, P. Flesner, and J. Hjortdal, "Toric Intraocular Lenses in the Correction of Astigmatism During Cataract Surgery: A Systematic Review and Meta-analysis.," *Ophthalmology*, vol. 123, no. 2, pp. 275–286, 2016.

- [13] B. Agresta, M. C. Knorz, C. Donatti, and D. Jackson, "Visual acuity improvements after implantation of toric intraocular lenses in cataract patients with astigmatism: a systematic review.," *BMC Ophthalmol.*, vol. 12, no. 1, p. 41, 2012.
- [14] M. Kugelberg and M. Lundström, "Factors related to the degree of success in achieving target refraction in cataract surgery: Swedish National Cataract Register study.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 34, no. 11, pp. 1935–1939, 2008.
- [15] V. García-López, C. García-López, V. de Juan, and R. Martin, "Analysis of cataract surgery induced astigmatism: Two polar methods comparison," *J. Optom.*, vol. 10, no. 4, pp. 252–257, 2017.
- [16] G. Savini and K. Næser, "An analysis of the factors influencing the residual refractive astigmatism after cataract surgery with toric intraocular lenses.," *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 56, no. 2, pp. 827–835, 2015.
- [17] D. D. Koch, R. B. Jenkins, M. P. Weikert, E. Yeu, and L. Wang, "Correcting astigmatism with toric intraocular lenses: effect of posterior corneal astigmatism.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 39, no. 12, pp. 1803–1809, 2013.
- [18] A. Abulafia *et al.*, "New regression formula for toric intraocular lens calculations.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 42, no. 5, pp. 663–671, 2016.
- [19] "Holladay IOL Consultant Software - Home." [Online]. Available: <http://www.hicsoap.com/>. [Accessed: 24-Jan-2018].
- [20] "Acrysoft IQ Toric - Toric Calculator." [Online]. Available: <https://www.acrysoftoriccalculator.com/features.htm#>. [Accessed: 24-Jan-2018].
- [21] P. C. Hoffmann, J. Wahl, W. W. Hütz, and P.-R. Preußner, "A ray tracing approach to calculate toric intraocular lenses.," *J. Refract. Surg.*, vol. 29, no. 6, pp. 402–408, 2013.
- [22] "The Alcon Online Toric IOL Calculator With The Barret Toric Algorithm." [Online]. Available: <http://www.acrysoftoriccalculator.com/>. [Accessed: 13-Sep-2018].
- [23] N. Alpins, "Astigmatism analysis by the Alpins method.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 27, no. 1, pp. 31–49, 2001.
- [24] N. A. Alpins and M. Goggin, "Practical astigmatism analysis for refractive outcomes in cataract and refractive surgery.," *Surv. Ophthalmol.*, vol. 49, no. 1, pp. 109–122, 2004.
- [25] N. A. Alpins, "A new method of analyzing vectors for changes in astigmatism.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 19, no. 4, pp. 524–533, 1993.
- [26] M. J. Tovée, *An Introduction to the Visual System*. 2008.

- [27] "Virtual Medical Centre. Vision and the Eye's Anatomy." [Online]. Available: <https://www.myvmc.com/anatomy/the-eye-and-vision/>. [Accessed: 26-Aug-2018].
- [28] "InfoEscola. Anatomia Humana - Olhos - Globo Ocular." [Online]. Available: <https://www.infoescola.com/visao/globo-ocular/>. [Accessed: 31-Jan-2018].
- [29] F. Matter, *Anatomy & Physiology: The Unity of Form and Function*. 2003.
- [30] L. A. Remington, *Clinical Anatomy and Physiology of the Visual System*. 2012.
- [31] D. W. DelMonte and T. Kim, "Anatomy and physiology of the cornea.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 37, no. 3, pp. 588–98, 2011.
- [32] "Anatomia do Olho Humano - Retina - Camadas." [Online]. Available: <http://www.anatomiadocorpo.com/visao/olho-humano-globo-ocular/retina/>. [Accessed: 28-Aug-2018].
- [33] "Luz e Cor: Cones e Bastonetes." [Online]. Available: <http://luzecorisec.blogspot.com/2010/11/cones-e-bastonetes.html>. [Accessed: 15-Sep-2018].
- [34] "Healthline - Optic Nerve Function." [Online]. Available: <https://www.healthline.com/human-body-maps/optic-nerve#1>. [Accessed: 28-Aug-2018].
- [35] K. L. Moreau and J. A. King, "Protein misfolding and aggregation in cataract disease and prospects for prevention.," *Trends Mol. Med.*, vol. 18, no. 5, pp. 273–282, 2012.
- [36] "Mayo Clinic - Cataract eye." [Online]. Available: <https://newsnetwork.mayoclinic.org/discussion/cure-cataracts-without-surgery/>. [Accessed: 23-Sep-2018].
- [37] J. Ram and R. Gupta, "IMAGES IN CLINICAL MEDICINE. Petaloid Cataract.," *N. Engl. J. Med.*, vol. 374, no. 18, p. e22, 2016.
- [38] R. M. Lipman, B. J. Tripathi, and R. C. Tripathi, "Cataracts induced by microwave and ionizing radiation.," *Surv. Ophthalmol.*, vol. 33, no. 3, pp. 200–210, 1988.
- [39] "National Eye Institute - Facts About Cataract." [Online]. Available: [https://www.nei.nih.gov/health/ataract/ataract\\_facts](https://www.nei.nih.gov/health/ataract/ataract_facts). [Accessed: 03-Sep-2018].
- [40] M. WEATHERALL, J. CLAY, K. JAMES, K. PERRIN, P. SHIRTCLIFFE, and R. BEASLEY, "Dose-response relationship of inhaled corticosteroids and cataracts: A systematic review and meta-analysis," *Respirology*, vol. 14, no. 7, pp. 983–990, 2009.
- [41] W. G. Christen *et al.*, "A prospective study of cigarette smoking and risk of cataract in men.," *JAMA J. Am. Med. Assoc.*, vol. 268, no. 8, pp. 989–993, 1992.

- [42] A. Pollreis and U. Schmidt-Erfurth, "Diabetic cataract-pathogenesis, epidemiology and treatment.," *J. Ophthalmol.*, vol. 2010, pp. 1–8, 2010.
- [43] J.-G. Yu, J. Zhong, Z.-M. Mei, F. Zhao, N. Tao, and Y. Xiang, "Evaluation of biometry and corneal astigmatism in cataract surgery patients from Central China.," *BMC Ophthalmol.*, vol. 17, no. 1, p. 56, 2017.
- [44] "National Eye Institute -Facts About Refractive Errors." [Online]. Available: <https://nei.nih.gov/health/errors/errors>. [Accessed: 29-Aug-2018].
- [45] D. Kaimbo, *Astigmatism - Definition, Etiology, Classification , Diagnosis and Non-Surgical Treatment*. 2012.
- [46] S. A. Read, M. J. Collins, and L. G. Carney, "A review of astigmatism and its possible genesis: Invited review," *Clin. Exp. Optom.*, vol. 90, no. 1, pp. 5–19, 2007.
- [47] E. Patsoura, "Posterior Corneal Astigmatism and It's Importance in Selection of Toric Intraocular Lens," vol. 5, pp. 608–612, 2017.
- [48] "Petrou Eye Care - Astigmatism." [Online]. Available: <http://petroueyecare.com/eye-care-services/routine-eye-exams/astigmatism/>. [Accessed: 29-Aug-2018].
- [49] S. Marcos, M. Velasco-Ocana, C. Dorronsoro, L. Sawides, M. Hernandez, and G. Marin, "Impact of astigmatism and high-order aberrations on subjective best focus.," *J. Vis.*, vol. 15, no. 11, pp. 1–12, 2015.
- [50] M. Vinas *et al.*, "Astigmatism Impact on Visual Performance: Meridional and adaptational effects.," *Optom. Vis. Sci.*, vol. 90, no. 12, pp. 1430–1442, 2013.
- [51] J.-D. Ho, C.-Y. Tsai, and S.-W. Liou, "Accuracy of Corneal Astigmatism Estimation by Neglecting the Posterior Corneal Surface Measurement," *Am. J. Ophthalmol.*, vol. 147, no. 5, p. 788–795.e2, 2009.
- [52] D. D. Koch, S. F. Ali, M. P. Weikert, M. Shirayama, R. Jenkins, and L. Wang, "Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 38, no. 12, pp. 2080–2087, 2012.
- [53] M. Kaur, F. Shaikh, R. Falera, and J. S. Titiyal, "Optimizing outcomes with toric intraocular lenses.," *Indian J. Ophthalmol.*, vol. 65, no. 12, pp. 1301–1313, 2017.
- [54] T. Zheng, Z. Chen, and Y. Lu, "Influence factors of estimation errors for total corneal astigmatism using keratometric astigmatism in patients before cataract surgery.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 42, no. 1, pp. 84–94, 2016.
- [55] "Saúde e Bem Estar. Astigmatismo - o que é, sintomas, causas, cirurgia, tem cura?" [Online]. Available: <https://www.saudebemestar.pt/pt/clinica/ofthalmologia/astigmatismo/>.



- [Accessed: 11-Sep-2018].
- [56] B. S. Lee, R. L. Lindstrom, S. W. Reeves, and D. R. Hardten, "Modern management of astigmatism," *Int. Ophthalmol. Clin.*, vol. 53, no. 1, pp. 65–78, 2013.
  - [57] "All About Vision. PRK Laser Eye Surgery - How It Differs From LASIK." [Online]. Available: <https://www.allaboutvision.com/visionsurgery/prk.htm>. [Accessed: 11-Sep-2018].
  - [58] "ScleralLens. Lasik over RK, then Cystalline Keratopathy." [Online]. Available: <http://sclerallens.com/lasik-over-rk/625-lasik-over-rk-then-cystalline-keratopathy>. [Accessed: 11-Sep-2018].
  - [59] T. Oshika, T. Nagata, and Y. Ishii, "Adhesion of lens capsule to intraocular lenses of polymethylmethacrylate, silicone, and acrylic foldable materials: an experimental study Adhesion of lens capsule to intraocular lenses of polymethylmethacrylate, silicone, and acrylic foldable materia," no. February 2008, pp. 549–553, 1998.
  - [60] I. I. K. Ahmed *et al.*, "Visual function and patient experience after bilateral implantation of toric intraocular lenses.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 36, no. 4, pp. 609–616, 2010.
  - [61] M. Lombardo, G. Carbone, G. Lombardo, M. P. De Santo, and R. Barberi, "Analysis of intraocular lens surface adhesiveness by atomic force microscopy.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 35, no. 7, pp. 1266–1272, 2009.
  - [62] J. L. Alió, M. C. C. Agdeppa, V. C. Pongo, and B. El Kady, "Microincision cataract surgery with toric intraocular lens implantation for correcting moderate and high astigmatism: pilot study.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 36, no. 1, pp. 44–52, 2010.
  - [63] M. Goggin, S. Moore, and A. Esterman, "Toric intraocular lens outcome using the manufacturer's prediction of corneal plane equivalent intraocular lens cylinder power," *Arch. Ophthalmol.*, vol. 129, no. 8, pp. 1004–1008, 2011.
  - [64] J. Mendicute, C. Irigoyen, J. Aramberri, A. Ondarra, and R. Montés-Micó, "Foldable toric intraocular lens for astigmatism correction in cataract patients.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 34, no. 4, pp. 601–607, 2008.
  - [65] "ZEISS Medical Technology - Optical Biometry Explained." [Online]. Available: <https://cataract-community.zeiss.com/optical-biometry-explained>. [Accessed: 12-Sep-2018].
  - [66] A. C. Lee, M. A. Qazi, and J. S. Pepose, "Biometry and intraocular lens power calculation.," *Curr. Opin. Ophthalmol.*, vol. 19, no. 1, pp. 13–17, 2008.
  - [67] S. Fityo, J. Bühren, M. Shajari, and T. Kohnen, "Keratometry versus total corneal refractive

- power: Analysis of measurement repeatability with 5 different devices in normal eyes with low astigmatism.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 42, no. 4, pp. 569–576, 2016.
- [68] "Disco de Placido." [Online]. Available: [https://www.historiadelamedicina.org/Instrumentos/instrumento\\_306.html](https://www.historiadelamedicina.org/Instrumentos/instrumento_306.html). [Accessed: 05-Dec-2018].
- [69] F. Cavas-Martínez, E. De la Cruz Sánchez, J. Nieto Martínez, F. J. Fernández Cañavate, and D. G. Fernández-Pacheco, "Corneal topography in keratoconus: state of the art," *Eye Vis.*, vol. 3, no. 1, p. 5, 2016.
- [70] R. Martin, "Cornea and anterior eye assessment with placido-disk keratoscopy, slit scannin evaluation topography and scheimpflug imaging tomography," *Indian J Ophthalmol*, vol. 66, no. Lvc, pp. 360–366, 2018.
- [71] R. Jain and S. Grewal, "Pentacam: Principle and Clinical Applications," *Curr. J. Glaucoma Pract. with DVD*, vol. 3, no. 2, pp. 20–32, 2009.
- [72] D. S. Grewal and S. P. S. Grewal, "Clinical applications of Scheimpflug imaging in cataract surgery.," *Saudi J. Ophthalmol. Off. J. Saudi Ophthalmol. Soc.*, vol. 26, no. 1, pp. 25–32, 2012.
- [73] M. Tang, A. Chen, Y. Li, and D. Huang, "Corneal power measurement with Fourier-domain optical coherence tomography," *J. Cataract Refract. Surg. Refract. Surg.*, vol. 36, no. 12, pp. 2115–2122, 2010.
- [74] J. J. Snellenburg, B. Braaf, E. A. Hermans, R. G. L. van der Heijde, and V. A. D. P. Sicam, "Forward ray tracing for image projection prediction and surface reconstruction in the evaluation of corneal topography systems," *Opt. Express*, vol. 18, no. 18, pp. 19324–19338, 2010.
- [75] A. J. Kanellopoulos and G. Asimellis, "Forme Fruste Keratoconus Imaging and Validation via Novel Multi-Spot Reflection Topography.," *Case Rep. Ophthalmol.*, vol. 4, no. 3, pp. 199–209, 2013.
- [76] H. Lee, T. I. Kim, and E. K. Kim, "Corneal astigmatism analysis for toric intraocular lens implantation: Precise measurements for perfect correction," *Curr. Opin. Ophthalmol.*, vol. 26, no. 1, pp. 34–38, 2015.
- [77] G. Savini, K. J. Hoffer, M. Carbonelli, P. Ducoli, and P. Barboni, "Influence of axial length and corneal power on the astigmatic power of toric intraocular lenses.," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 39, no. 12, pp. 1900–1903, 2013.
- [78] M. Goggin, S. Moore, and A. Esterman, "Outcome of toric intraocular lens implantation after adjusting for anterior chamber depth and intraocular lens sphere equivalent power

- effects,” *Arch. Ophthalmol. (Chicago, Ill. 1960)*, vol. 129, no. 8, pp. 998–1003, 2011.
- [79] S. Kohnen, R. Neuber, and T. Kohnen, “Effect of temporal and nasal unsutured limbal tunnel incisions on induced astigmatism after phacoemulsification,” *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 28, no. 5, pp. 821–825, 2002.
- [80] A. Tadros, M. Habib, D. Tejwani, H. Von Lany, and P. Thomas, “Opposite clear corneal incisions on the steep meridian in phacoemulsification: Early effects on the cornea,” *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 30, no. 2, pp. 414–417, 2004.
- [81] W. Michal *et al.*, “Comparison of surgically induced astigmatism after coaxial phacoemulsification through 1.8 mm microincision and bimanual phacoemulsification through 1.7 mm microincision,” *Klin. Oczna*, vol. 35, no. 9, pp. 1563–1569, 2009.
- [82] J. Tejedor and J. A. Pérez-Rodríguez, “Astigmatic Change Induced by 2.8-mm Corneal Incisions for Cataract Surgery,” *Investig. Ophthalmol. & Visual Sci.*, vol. 50, no. 3, pp. 989–994, 2009.
- [83] “EyeWorld. Determining your surgically induced astigmatism | Ophthalmology Magazine. URL: <https://www.eyeworld.org/article-determining-your-surgically-induced-astigmatism>.” [Online]. Available: <https://www.eyeworld.org/article-determining-your-surgically-induced-astigmatism>. [Accessed: 13-Sep-2018].
- [84] N. A. Alpíns and M. Goggin, “Practical astigmatism analysis for refractive outcomes in cataract and refractive surgery,” *Surv. Ophthalmol.*, vol. 49, no. 1, pp. 109–122, 2004.
- [85] “PhysIOL Toric Calculator.” [Online]. Available: <https://www.physioltoric.eu/>. [Accessed: 16-Sep-2018].
- [86] D. Z. Reinstein, T. J. Archer, and J. B. Randleman, “JRS Standard for Reporting Astigmatism Outcomes of Refractive Surgery,” *J. Refract. Surg.*, vol. 30, no. 10, pp. 654–659, 2014.
- [87] T. B. Ferreira, T. T. J. M. Berendschot, and F. J. Ribeiro, “Clinical Outcomes After Cataract Surgery With a New Transitional Toric Intraocular Lens,” *J. Refract. Surg.*, vol. 32, no. 7, pp. 452–459, 2016.